

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**SNÍMÁNÍ SLUCHOVÝCH EVOKOVANÝCH
POTENCIÁLŮ**

AUDITORY EVOKED POTENTIALS AND ITS SENSING

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Pavla Němečková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

BRNO 2019

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Pavla Němečková

ID: 186678

Ročník: 3

Akademický rok: 2018/19

NÁZEV TÉMATU:

Snímání sluchových evokovaných potenciálů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte rešerši metod pro snímání a analýzu sluchových evokovaných potenciálů, zejména se zaměřte na metodu Brainstem Auditory Evoked Potential (BAEP). 2) Proveďte rešerši dvou základních typů stimulace: úzkým pravoúhlým pulsem a tzv. chirp impulsem. 3) Diskutujte výhody a nevýhody použití užšího a širšího impulsu u pravoúhlého impulsu. 4) Porovnejte vlastnosti alespoň dvou typů stimulačních sluchátek. 5) Proveďte rešerši normativních hodnot pro stimulaci úzkým pravoúhlým pulsem. 6) Vytvořte vlastní návrh chirp impulsu v prostředí Matlab. 7) Naměřte evokované odpovědi na několika otologicky normálních dobrovolnících. 8) Diskutujte a naprogramujte metody zpracování evokovaných odpovědí v prostředí Matlab.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] CHIAPPA, Keith H., Evoked Potentials in Clinical Medicine, 2nd ed., Raven Press 1990, 647s. ISBN 0-8816-569-5.

[2] KAŇOVSKÝ, Petr a Jaroslav DUFEK. Evokované potenciály v klinické praxi. 1. vyd. Brno: IDVPZ, 2000. ISBN 80-701-3306-6.

Termín zadání: 4.2.2019

Termín odevzdání: 24.5.2019

Vedoucí práce: doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

Konzultant: Ing. Miroslav Moravec

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá snímáním sluchových evokovaných potenciálů. K naměření byl použit přístroj TruTrace EMG a data byla nasnímana od 10 dobrovolníků. Pro seznámení se s problematikou je nejprve vysvětleno sluchové ústrojí, popsány metody snímání, stimulační impulsy a stimulační sluchátka. Hlavním cílem práce je porovnání stávající metody průměrování s nově vytvořenou metodou. Výsledky z obou metod byly porovnány na základě jejich středních chyb průměru. Nová metoda Bayesovského průměrování byla v 65 % úspěšnější než metoda s předem nastavenou rejekcí.

KLÍČOVÁ SLOVA

EP, BAEP, sluchové evokované potenciály, sluchové ústrojí, chirp, click, rejekce, Bayesovské průměrování

ABSTRACT

This thesis deals recording evoked potentials. The TruTrace EMG was used for the recording and data was collected from 10 volunteers. For a better understanding of this is issue, is explained auditory system, recording methods, stimulation pulses and stimulation headphones at first. The main goal of the thesis is to compare the current averaging method with the newly created method. The results from both methods were compared based on their standard error of the mean. Bayesian averaging, new method, was more successful in 65 % than the pre-set rejection method.

KEYWORDS

EP, BAEP, auditory evoked potentials, auditory system, chirp, click, rejection, Bayesian averaging

NĚMEČKOVÁ, Pavla. *Snímání sluchových evokovaných potenciálů*. Brno, 2019, 58 s.
Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/118313>. Bakalářská práce.
Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav
biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Snímání sluchových evokovaných potenciálů“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

podpis autorky

PODĚKOVÁNÍ

Poděkovat bych chtěla mé vedoucí doc. Ing. Janě Kolářové, Ph.D. za její vedení mé práce, věnovaný čas a věcné připomínky. Dále bych ráda poděkovala firmě DEYMED Diagnostic s.r.o., která mi umožnila vypracovat bakalářskou práci v rámci jejích prostor a poskytla mi přístroj TruTrace EMG, velký dík patří především panu Ing. Miroslavu Moravci za jeho trpělivost, věnovaný čas a za jeho předané odborné znalosti a poznatky. Jako poslední bych chtěla poděkovat všem zúčastněným dobrovolníkům za jejich spolupráci a trpělivost při vyšetření.

V Brně dne

.....

podpis autorky

Obsah

Úvod.....	12
1 Sluchové ústrojí	13
2 Sluchové evokované potenciály	15
2.1 Princip vzniku sluchového evokovaného potenciálu.....	16
2.2 Biologické parametry ovlivňující záznam	16
3 Metody pro snímání a analýzu sluchových evokovaných potenciálů	18
3.1 BAEP	18
3.2 MLAEP.....	20
3.3 CERA.....	20
4 Stimulační impulsy při vyšetření BAEP.....	21
4.1 Úzký pravoúhlý impuls (klik).....	21
4.1.1 Užší a širší pravoúhlý impuls	22
4.2 Chirp impuls	22
4.3 Maskování ucha	23
4.4 Parametry ovlivňující záznam	23
5 Stimulační sluchátka	25
5.1 HDA 300.....	25
5.2 HDA 280.....	25
5.3 Normy pro stimulaci úzkým pravoúhlým pulsem	26
6 Vlastní návrh chirp impulsu.....	27
6.1 Matematický návrh	27
6.2 Realizace v programovém prostředí Matlab.....	28
7 Nasnímání BAEP	29
7.1 Příprava před vyšetřením.....	29
7.2 Měření.....	30
7.3 Vyhodnocení vyšetření	31
8 Zpracování naměřených dat	33

8.1	Import a úprava dat.....	33
8.2	Metody zpracování evokovaných odpovědí	35
8.2.1	Metoda průměrování s předem nastaveným intervalem pro rejekci	35
8.2.2	Metoda Bayesovského průměrování	36
9	Porovnání metod	39
10	Závěr.....	41
	Literatura	43
	Seznam příloh	45

Seznam obrázků

1.1	Schématické znázornění zevního, středního a vnitřního ucha	13
1.2	Schématické znázornění vnitřního ucha a Cortiho orgánu.....	14
1.3	Schématické znázornění přenosu zvuku	14
2.1	Sluchová dráha	15
2.2	Schéma generátorů vln	16
3.1	Umístění elektrod	18
3.2	Záznam normálních BAEP na přístroji TruTrace EMG	19
4.1	Tvar stimulu dle polarity	21
4.2	Výsledná křivka při rarefakčním (R) a kondenzačním (C) kliku.....	22
4.3	Chirp impuls a jeho šíření v hlemýždi	23
4.4	Vliv frekvence stimulace na záznam.....	24
4.5	Vliv intenzity stimulace na záznam	24
5.1	Sluchátka HDA 300	25
5.2	Sluchátka HDA 280	25
6.1	Vlastní chirp impuls	28
7.1.	Kalíškové elektrody a zemnicí pásek	29
7.2.	Průběh vyšetření BAEP.....	30
7.3.	Vyhodnocené vyšetření BAEP	31
8.1.	Obsah textového souboru	33
8.2.	Výsledná křivka BAEP pro metodu s předem nastavenou rejekcí.....	36
8.3	Graf kvadrátů středních chyb průměru.....	37
8.4	Výsledná křivka BAEP pro metodu Bayesovského průměrování	38

Seznam tabulek

5.1	Parametry sluchátek	26
7.1	Hodnoty latencí z vyšetření	32
7.2	Hodnoty latencí z norem	32
8.1	Obsah [GlobalHeader].....	34
8.2	Obsah [Laps]	34
9.1	Hodnoty středních chyb průměru	39

Úvod

Lidská komunikace je jednou z nejsilnějších potřeb v životě člověka, jíž jsou získávány potřebné informace a budovány společenské vztahy. Mezilidské vztahy jsou určeny především neporušeným sluchem. Pokud je poškozen, přichází člověk až o 60 % informací z okolí, což vede k narušení komunikace, změně osobnosti člověka a omezení úrovně vzdělání. Proto je důležité vyšetření sluchu a má práce se zabývá metodou Brain Stem Auditory Evoked Potentials (BAEP) a vyšetřována je pomocí přístroje TruTrace EMG. BAEP je spolehlivá diagnostická metoda používaná v praxi, která poskytuje reprodukovatelné výsledky.

V první kapitole je popsána anatomie a fyziologie sluchu, kterými prochází impuls.

Druhá kapitola obsahuje popis sluchových evokovaných potenciálů, jejich vznik a biologické parametry ovlivňující záznam.

Nejznámější metody vyšetření audiometrických evokovaných potenciálů, mezi které patří Brainstem Auditory Evoked Potentials (BAEP), Middle Latency Auditory Evoked Potentials (MLAEP) a Cortical Evoked Response Audiometry (CERA) jsou popsány ve třetí kapitole.

Navazující kapitola se zabývá stimulačními impulsy. Jsou zde popsány dva základní typy impulsů, a to úzký pravoúhlý impuls a takzvaný chirp impuls. U úzkého pravoúhlého impulsu je provedena diskuse o jeho výhodách/nevýhodách při použití užšího nebo širšího impulsu.

Sluchátka využívaná pro audiometrii jsou popsána v páté kapitole, kde jsou také porovnány jejich vlastnosti.

V další kapitole je uveden matematický návrh chirp impulsu a jeho realizace v prostředí Matlab.

Sedmá kapitola obsahuje postup vyšetření a naměření evokovaných odpovědí na dobrovolnících. Je zde také vyhodnocen záznam od jednoho dobrovolníka.

Předposlední kapitola je zaměřena na zpracování evokovaných odpovědí. Jsou zde popsána surová data vyexportovaná z přístroje TruTrace EMG a postup jak s nimi dále pracovat a vyznat se ve vyexportovaném záznamu.

V poslední kapitole jsou diskutovány 2 metody, kterými může být signál zpracován. Obě metody jsou naprogramovány v prostředí Matlab, porovnány jejich střední chyby průměru a tím vyhodnocena přesnější metoda.

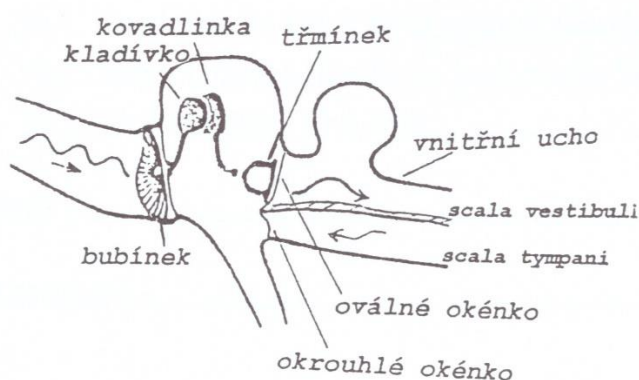
1 Sluchové ústrojí

Sluchové ústrojí se skládá z periferní a centrální části. Periferní část zahrnuje ucho zevní, střední a vnitřní. Centrální část je tvořena čtyřmi neurony sluchové dráhy a mozkovou kůrou.

Zevní ucho zahrnuje boltec a zevní zvukovod, který má tvar trubice, jež je ukončena bubínkem [1].

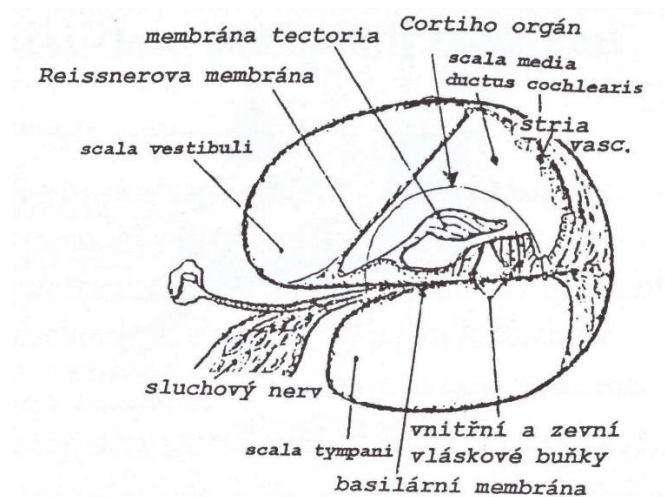
Střední ucho má tvar dutiny, vyúsťuje Eustachovou trubicí do nosohltanu a jsou v něm uloženy 3 kostičky. Na bubínek navazuje kladívko, dále kovádlínka a třmínek, který je vložen do oválného okénka vnitřního ucha. Jednotlivé části sluchového ústrojí jsou vyobrazeny a popsány na obrázku (Obr. 1.1.) níže[1].

Zde je přenos zvuku uskutečněn tekutinou, perilymfou a dále endolymfou ke Cortiho orgánu [1].



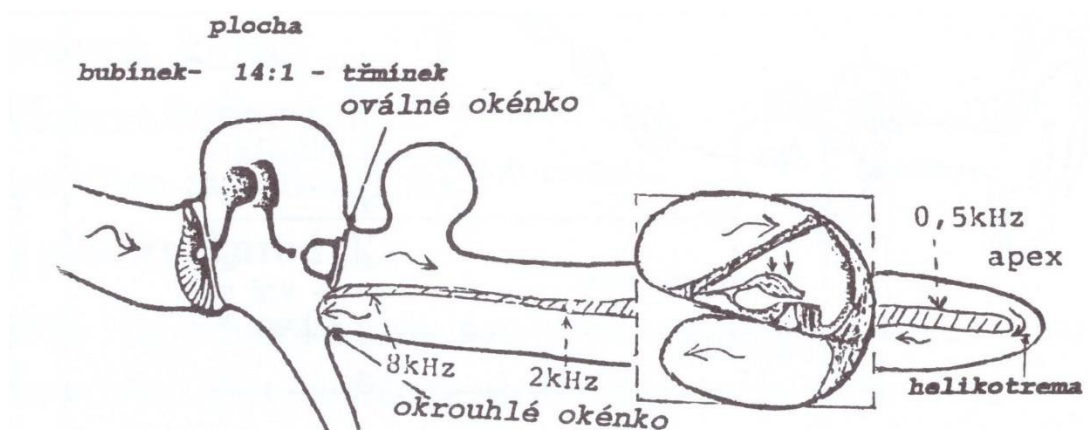
Obr. 1.1: Schématické znázornění zevního, středního a vnitřního ucha [1]

Cortiho orgán, který je vidět na obrázku (Obr. 1.2.), je uložen na basilární membráně v hlemýždi na kostěné části lamina spiralis ossea a je tvořen 3-4 řadami zevních vláskových buněk a 1-2 řadami vnitřních vláskových buněk, kterými je registrován zvuk. Po přeměně na elektrický potenciál přenášen VIII. sluchovým nervem a další sluchovou dráhou do mozkové kůry. Rozložení Cortiho orgánu a vláskových buněk je takové, že při bázi třmínku, blízko okrouhlého okénka jsou registrovány frekvence vysoké, přímo proti okrouhlému okénku frekvence 4 kHz a dále jsou frekvence nižší. Schématické znázornění přenosu zvuku je popsáno na obrázku (Obr. 1.3) [1].



Obr. 1.2: Schématické znázornění vnitřního ucha a Cortiho orgánu [1]

Perilymfa je v prostoru nad Reissnerovou membránou (scala vestibuli) a v místě helikotrema přechází scala vestibuli na scala tympani, tlak perilymfy vyrovnává okrouhlé okénko. Sluchový orgán je uložen ve spánkové kosti, zevním vyústěním je zevní zvukovod a z vnitřního ucha vychází sluchový nerv [1].

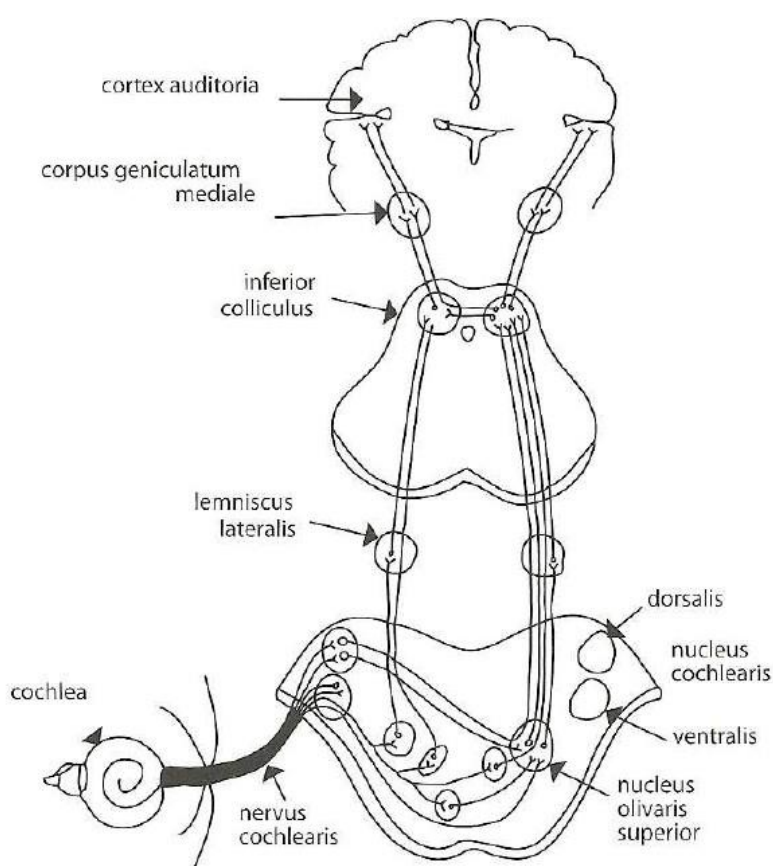


Obr. 1.3: Schématické znázornění přenosu zvuku [1]

2 Sluchové evokované potenciály

Evokované potenciály jsou obecně elektrické odpovědi na stimulaci, které slouží ke klasifikaci funkčního stavu příslušné nervové dráhy. Jako sluchové evokované potenciály jsou nazývány elektrické odpovědi extracerebrálních a cerebrálních nervových struktur na akustickou stimulaci. Konkrétně se vyvolaný vzruch šíří strukturami: cochlea, ganglion spirale, n. cochlearis, nuclei cochleares, nucleus olivae superior, lemniscus lateralis, colliculus inferior, corpus geniculatum mediale až do temporálního laloku, kde jsou uložena sluchová centra. Sluchová dráha s popsány strukturami je vidět na obrázku (Obr. 2.1) níže [2].

Hlemýžď (lat. cochlea) dostal název podle svého tvaru, neboť jeho tvar připomíná ulitu hlemýžďe. Jeho funkcí je zachycení zvuku a přenos prostřednictvím VIII. hlavového nervu do příslušných mozkových center. Ganglion spirale je skupina nervových buněk, které slouží k zasílání zvuku z hlemýžďe do mozku pomocí n. cochlearis, což je jeden ze dvou nervových provazců VIII. hlavového nervu. Oba nervové provazce vstupují do prostoru mezi mostem a mozečkem a končí u nucleus cochlearis. Lemniscus lateralis jsou vlákna sluchové dráhy, která vedou ke colliculi inferiores a corpus geniculatum mediale až do sluchové kůry, která se nachází v temporálním laloku [4][5].

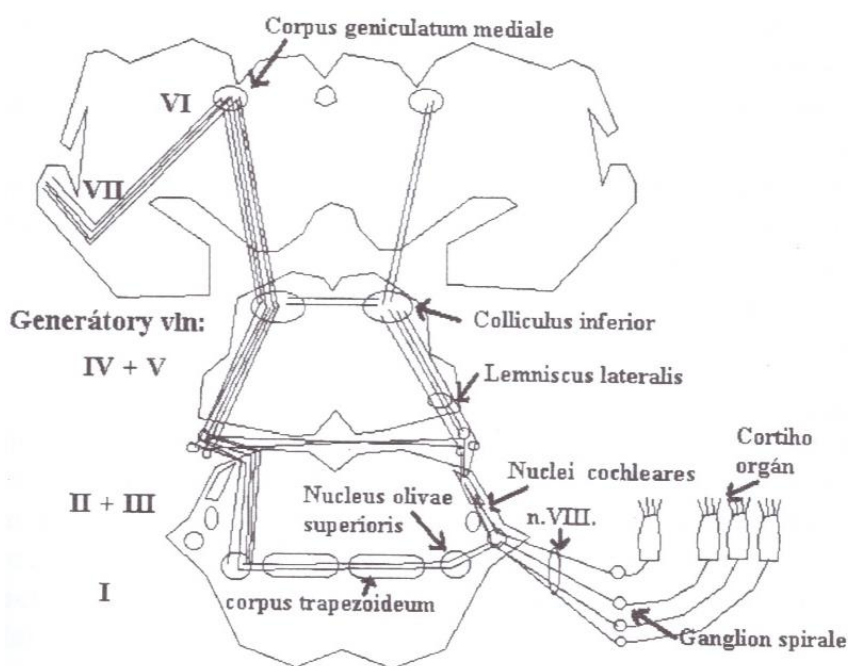


Obr. 2.1: Sluchová dráha [3]

2.1 Princip vzniku sluchového evokovaného potenciálu

Vznik potenciálu je dán aktivitou jader sluchové dráhy nebo přenášením vzruchu po nervových drahách sluchové dráhy. Jde o potenciál, který má původ v hlubokých strukturách mozku kmene a mostomozečkového koutu. Místa, kde vznikají jednotlivé vlny snímané elektrodami umístěnými na povrchu hlavy, jsou označována jako generátory vln a jsou znázorněna na obrázku (Obr. 2.2.). Dosud není zcela jasné, kde přesně vlny vznikají, zda-li má každá vlna původ v jediném generátoru sluchové dráhy nebo je signál snímaný z elektrod výsledkem sumace aktivit z více generátorů. Přesné určení místa generátorů vln je komplikované, jelikož vlny II-V mají původ ve strukturách o velikosti pouze 4 cm [2].

Generátorem vlny I je periferní část sluchového nervu. Vlna II má generátor v proximální části sluchového nervu nebo kochleárních jádrech, vlna III v horním olivárním komplexu, vlna IV v lemniscus lateralis a jeho jádrech a vlna V v colliculus inferior. Vlny II – V jsou generovány ze struktur mozku kmene, vlny II – III z jeho kaudální části a vlny IV a V ze střední či proximální části. A nakonec vlny VI a VII vznikají v corpus geniculatum mediale [2].



Obr. 2.2: Schéma generátorů vln BAEP [2]

2.2 Biologické parametry ovlivňující záznam

Tvar výsledné křivky je ovlivněn několika biologickými faktory a to věkem, pohlavím a tělesnou teplotou [2].

V porovnání s dospělými mají děti při vyšetření metodou BAEP vyšší amplitudy vln a odlišné poměry amplitud vln I a V. Velmi malé děti mají pak delší latence vln, přičemž

s věkem se latence zkracují a u velmi starých osob se opět prodlužují. U dětí se očekává větší variabilita hodnot oproti normálním hodnotám [2].

Jelikož mají muži zřetelně větší průměr hlavy než ženy, tak ve výsledné křivce hraje roli pohlaví. Muži mají delší latenci vln I, III a V a rozdílné amplitudy. Výsledná křivka žen se vyznačuje kratšími latencemi a vyššími amplitudami vln [2].

Také teplota má vliv na prodlužování intervalů mezi jednotlivými vlnami. Mezi teplotou a latencí vln je exponenciální vztah. Amplitudy vln se s rostoucí teplotou zvyšují a od 28 °C níž lineárně klesají [2].

3 Metody pro snímání a analýzu sluchových evokovaných potenciálů

Princip, který je společný pro všechny metody, které vyšetřují evokované potenciály spočívá v opakované registraci potenciálů nízké amplitudy a jejich zprůměrnění.

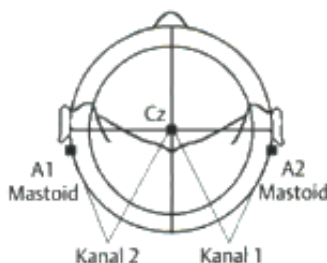
Evokované potenciály jsou děleny do skupin dle latence zaznamenaných vln na kmenové sluchové evokované potenciály, sluchové evokované potenciály se střední latencí, pomalé korové odpovědi a pozdní korové odpovědi. Kmenové sluchové evokované potenciály (BAEP) se vyznačují latencí do 10 ms od podráždění, latence sluchových evokovaných potenciálů se střední latencí (MLAEP) jsou v rozmezí 10–50 ms, latence pomalých korových odpovědí v rozmezí 50–300 ms a pozdních korových odpovědí ještě delší [2].

3.1 BAEP

Brainstem Auditory Evoked Potentials, zkráceně BAEP je audiometrické vyšetření, které se zabývá vyšetřením kmenových potenciálů a jeho indikace jsou například nádory mozkového kmene, monitorování funkce VIII. hlavového nervu a mozkového kmene nebo diagnóza mozkové smrti, kdy je vybavitelná pouze vlna I a zbytek vln chybí. Při vyšetření není potřeba spolupráce pacienta, což je velice výhodné, pacient může při vyšetření spát, být v bezvědomí nebo v narkóze.

Jako stimulace je zde využíván jednoduchý sluchový podnět, úzký pravoúhlý impuls (klik), který je generován audiometrickými sluchátky. Aby bylo potlačeno zachycení stimulu druhým uchem, je do druhého ucha přiveden maskovací, většinou bílý šum, to znamená, že v něm jsou zastoupeny všechny frekvence rovnoměrně.

Snímání elektrické aktivity je prováděno elektrodami, které jsou umístěny na hlavě, respektive na processus mastoideus nebo ušních lalůčcích a vertexu. Aktivními elektrodami jsou A1 a A2, jako referenční elektroda se standardně používá umístění Cz. Schéma zapojení je znázorněno na obrázku (Obr. 3.1.) níže.



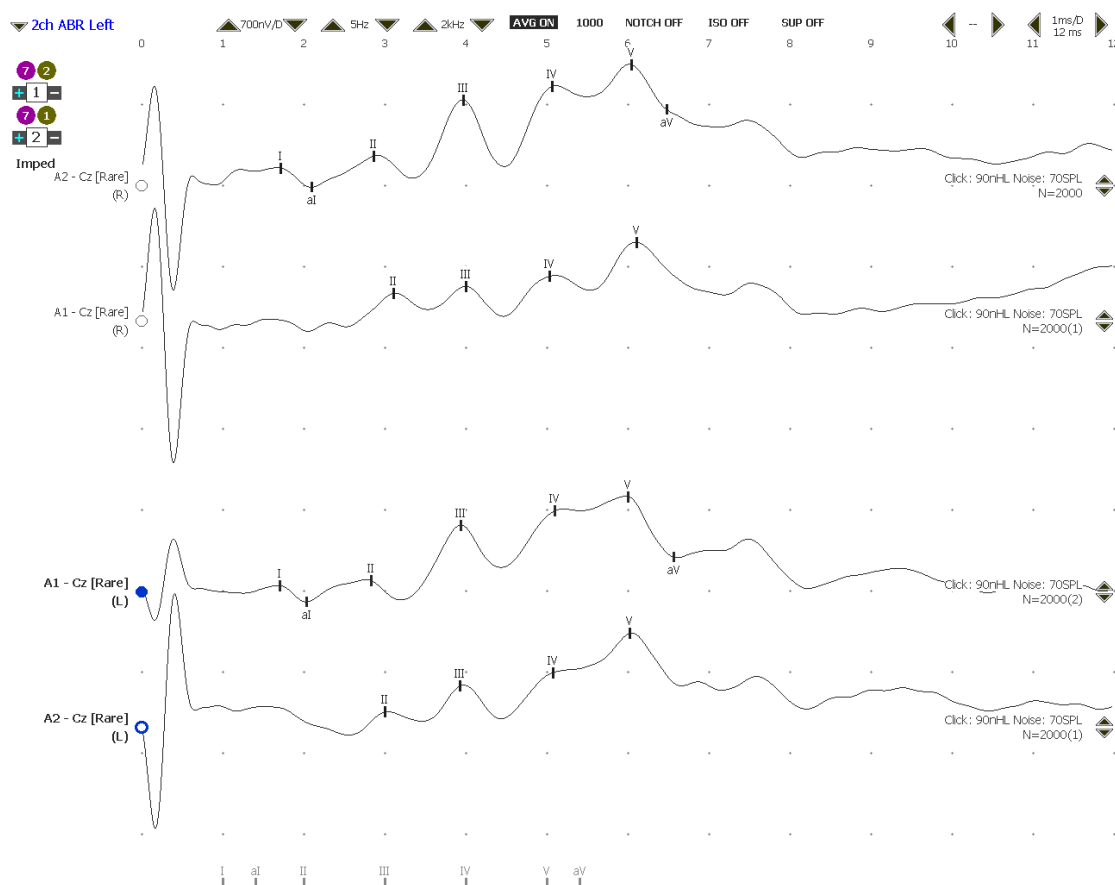
Obr. 3.1: Umístění elektrod [7]

Alternativně je možno zapojit elektrody opačně, tedy se dvěma referenčními elektrodami a jednou aktivní elektrodou. Rozdíl pak spočívá v obrácené polaritě záznamu.

Pokud jsou použity dvě aktivní elektrody, tak jsou v záznamu sledovány vlny směřující vzhůru, při druhém zapojení jsou sledovány vlny směřující dolů [2].

Jsou-li elektrody umísťovány na ušní lalůčky, lze s výhodou použít klipsové elektrody, které se lépe fixují. Na processus mastoideus a vertex jsou použity povrchové nebo jehličkové elektrody. Zemní elektroda je umístěna na elektricky inaktivní místo, například zápěstí [2].

Nasnímáno je typicky 1000, 2000 nebo 4000 odpovědí, které jsou zprůměrněny v prvních 10 milisekundách po stimulu. Elektrofyziologický záznam je typicky složený z 5-7 vln, které se značí pomocí římských číslic I-VII, znázorněno na obrázku (Obr. 3.2.) [2].



Obr. 3.2: Záznam normálních BAEP na přístroji TruTrace EMG

Na záznamu je hodnocena především přítomnost vln, latence vln a rozdíly latencí mezi jednotlivými vlnami. Pokud jsou vlny přítomné, značí to funkčnost jejich generátorů. V případě, že některá z vln není v záznamu, jedná se zřejmě o postižení generátoru a to anatomické nebo funkční. V normálním záznamu BAEP jsou vždy výbavné vlny I, III a V, pokud chybí ostatní vlny, není to jednoznačně známka patologie [2].

Metoda BAEP je někdy zaměňována s metodou Brainstem Evoked Response Audiometry, zkráceně BERA. Jedná se však o objektivní audiometrické vyšetření. Metody jsou velice podobné, rozdíl však spočívá v určení sluchového prahu. Na začátku vyšetření metodou BAEP

se stanovuje pro každou osobu a každé ucho sluchový práh, ke kterému je přičteno typicky 60-70 dB a touto hodnotou je provedena stimulace. U vyšetření BERA sluchový práh není určen a je přidávána intenzita po 10 dB, typicky od 50 do 90 dB. Ucho je tedy stimulováno pokaždé jinou intenzitou.

3.2 MLAEP

Evokované potenciály o střední latenci, které se vyznačují vlnami v rozmezí 10-50 ms po stimulaci nazýváme Middle Latency Auditory Evoked Potentials, zkráceně MLAEP.

Pro zaznamenávání těchto vln je nutné přizpůsobit frekvenci stimulace, jelikož na níž záleží velikost vln. O klinickém významu těchto vln toho není příliš známo, vyšetření je prozatím ve stádiu experimentu [2].

3.3 CERA

Cortical Evoked Response Audiometry, zkráceně CERA je objektivní sluchový test, který se zabývá vyšetřením pozdních korových potenciálů. Latence těchto potenciálů je až 500 ms. Vyšetření je aplikováno převážně u dětí, jelikož není potřeba jejich aktivní reakce na vyhodnocení. Postup této metody je totožný jako při metodě BAEP s tím rozdílem, že se zaměřuje na pozdní latence.

4 Stimulační impulsy při vyšetření BAEP

Ke stimulaci se používají akustické stimuly, které se liší podle trvání a frekvenčních charakteristik a jsou přiváděny sluchátky k vyšetřovanému uchu. Nejčastější druh stimulu je tzv. click, jehož trvání je do 0,2 ms a je frekvenčně nespecifický [6].

Dalším používaným stimulem je chirp impuls, který má nižší energii a jeho trvání je delší, až několik ms.

Vzhledem k tomu, že jsou amplitudy vln nízké, je zapotřebí opakovat stimulaci, a to nejméně 1000 stimulací, aby se zajistil jednoznačný tvar křivky. Frekvence stimulace je nejčastěji zvolena 10 impulsů za sekundu, dle dostupných normativních hodnot [8].

Intenzita stimulace je obvykle nastavena na 60–70 dB, pokud jsou však vlny málo patrné, tak je hodnota intenzity navyšována [8].

4.1 Úzký pravoúhlý impuls (klik)

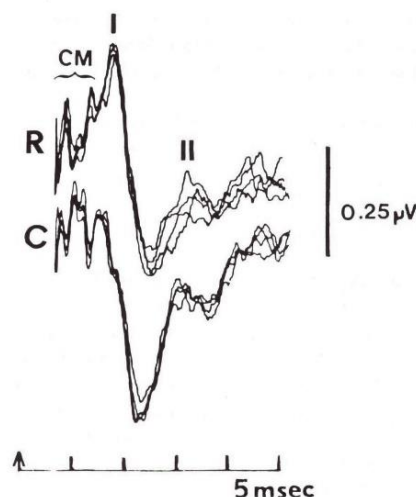
Nejčastěji používaným podnětem je takzvaný klik, který vzniká přenášením elektrického čtvercového vlnění o délce 100 až 200 μ s do audiologických sluchátek [8].

Počáteční pohyb membrány sluchátek je buď od bubínku a je nazýván jako rarefakce, nebo směrem k bubínku a je nazýván kondenzace, tvar stimulu je vyobrazen na obrázku (Obr. 4.1.). Polarita kliku, tedy kondenzace či rarefakce, ovlivňuje jak latenci, tak tvar křivky BAEP. Ačkoliv je pro BAEP obvykle použit impuls s jednou polaritou, občas je možné využít střídání obou polarit a stimulovat alternujícím klikem, čímž se sníží stimulační artefakt [8].



Obr. 4.1: Tvar stimulu dle polarity

Nejpoužívanější polarita pro klik je rarefakce, jelikož u této polarity má vlna I tendenci vykazovat vyšší amplitudu. Polaritu je možné měnit, většinou se tak děje při špatném rozlišení křivky při stimulaci rarefakčním klikem. Výsledné záznamy při rozdílné polaritě kliku jsou znázorněny na obrázku (Obr. 4.2.) níže [8].



Obr. 4.2: Výsledná křivka při rarefakčním (R) a kondenzačním (C) kliku [8]

4.1.1 Užší a širší pravoúhlý impuls

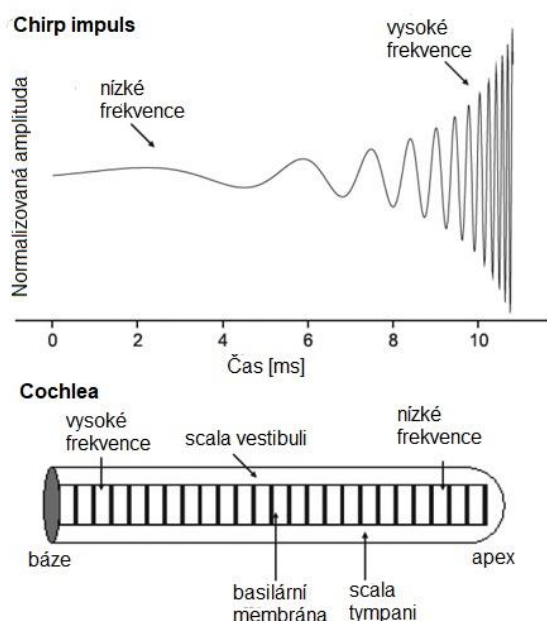
Stimulační impuls může být užší či širší, přičemž má každý své výhody a nevýhody. Pokud jde o užší impuls, tak je lépe definovatelný, ale hůře se s ním dosahuje maximální intenzity stimulace. Je mírně náročnější pro stimulační sluchátka. Se širším impulsem je možné snadněji dosáhnout maximální intenzity stimulace, ale za cenu mírného zpoždění odezvy na stimulaci.

4.2 Chirp impuls

Historicky nejvyužívanějším impulsem pro stimulaci je klik, jehož náhlý start a širokopásmová kompozice má synchronně aktivovat širokou oblast hlemýždě. Avšak výsledné zvukové vlně trvá, než dosáhne vrcholu hlemýždě. Odezva na stimul se tedy objevuje později a buňky bazilární membrány nejsou stimulovány současně, což vede k asynchronní depolarizaci neuronů[9].

Ideální stimulace by byla stimulace velmi úzkým a vysokým impulsem, přibližně Diracovým impulsem, což je technicky obtížné a impuls má příliš vysoký poměr energie vůči jeho ploše, což je neefektivní a impuls může být více nepříjemný pro pacienta a pro stimulační sluchátka je náročnější ho vyslat. Proto byla idea vytvořit podobný širokospektrální impuls, který aktivuje souběžně neurony podél bazilární membrány, energii má více rozloženou v čase, čímž je poměr energie ku ploše výhodnější a výsledný záznam má vyšší amplitudy.

Byl tedy vyvinut chirp impuls, který má stejné kmitočtové spektrum, tedy 350 Hz – 11,3 kHz, rozdílné je rozložení složek s nízkým, středním a vysokým kmitočtem, které má za cíl stimulovat současně všechny kmitočtové oblasti hlemýždě. Názorná ukázka průběhu chirp impulsu a jeho šíření ve hlemýždi je na obrázku níže (Obr. 4.3.) [9].



Obr. 4.3: Chirp impuls a jeho šíření v hlemýždi [10]

Při stimulaci chirp impulsem není zpravidla výbavná vlna I a vlna III bývá často u některých pacientů nezřetelná. Téměř beze změn zůstává vlna V. Z těchto důvodů nachází své největší uplatnění v objektivní audiometrii pro screeningové vyšetření novorozenců. Vyšetření tímto impulsem bývá v porovnání se standardním klikem časově méně náročné.

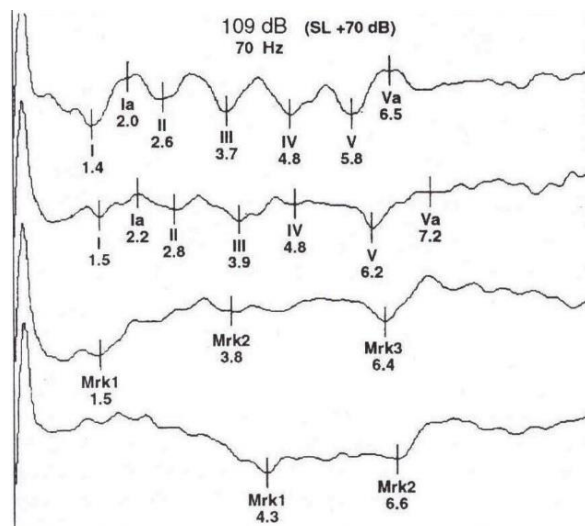
4.3 Maskování ucha

Kliknutí stimuluje nejen ipsilaterální ucho, ale také se přes kost a vzdušné vedení dostává stimulace ke kontralaterálnímu uchu, sice v menší intenzitě, ale přesto může dojít k mylnému závěru, že je vyšetřované ucho funkční díky křížové stimulaci opačného ucha. Kontralaterální ucho je tedy maskováno bílým šumem s intenzitou typicky o 20–30 dB nižší, než je intenzita stimulu [8].

4.4 Parametry ovlivňující záznam

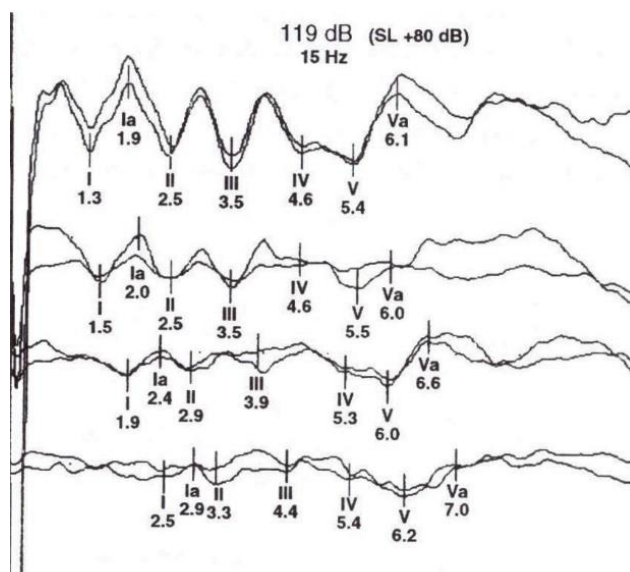
Výsledný tvar křivky je ovlivněn nastavením parametrů jako je frekvence, intenzita a polarita stimulace.

Nastavení frekvence má vliv na latenci jednotlivých vln a amplitudu záznamu (je možné vidět na obrázku (Obr. 4.4.)). Pokud bude frekvence zvyšována, bude zaznamenán nárůst latence jednotlivých vln, což se projeví především u pozdějších vln. Naopak amplituda se při zvýšení frekvence snižuje, což má za následek horší rozlišitelnost některých vln. Mezi vlny, které jsou vždy nejvíce patrné patří vlny III a V [2].



Obr. 4.4: Vliv frekvence stimulace na záznam. Stopa I 10 Hz, stopa II 50 Hz, stopa III 70 Hz, stopa IV 100 Hz. [2]

Zásadní vliv na záznam má také intenzita stimulace, která má opačný vliv než frekvence, znázorněno na obrázku (Obr. 4.5.) níže. Při jejím zvýšení se latence jednotlivých vln budou snižovat a naopak amplitudy zvyšovat. Nejvíce je ovlivněna vlna I. Nejvíce zřetelné jsou tyto změny u novorozenců [2].



Obr. 4.5: Vliv intenzity stimulace na záznam. Stopa I 80 dB, stopa II 60 dB, stopa III 40 dB, stopa IV 30 dB. [2]

Jak již bylo zmíněno u úzkého pravoúhlého impulsu, stimulace může být provedena dvěma druhy stimulace. Při rarefakci je latence vlny I kratší a vlny IV a V jsou hůře rozlišitelné [2].

5 Stimulační sluchátka

Při vyšetření sluchových evokovaných potenciálů jsou používána jako zdroj stimulace speciální sluchátka. Většina sluchátek je v dnešní době vyráběna pro tónovou audiometrii, jelikož je to častěji využívaná metoda, ale bohužel není pro vyšetření sluchu tak účinná. Pro porovnání byla vybrána sluchátka od výrobce Sennheiser, a to HDA 300 a HDA 280.

5.1 HDA 300



Obr. 5.1: Sluchátka HDA 300

Sluchátka HDA 300, na obrázku (Obr. 5.1.) výše, od firmy Sennheiser je dvojice uzavřených, dynamických sluchátek určených pro audiometrii. Sluchátka jsou vhodná pro vysokofrekvenční audiometrii, mají vysoký útlum okolního hluku. Jsou vhodná i pro delší testování díky polstrování. Mají jednostranný kabel.

5.2 HDA 280



Obr. 5.2: Sluchátka HDA 280

Nejpoužívanějšími sluchátky pro audiometrické vyšetření sluchu jsou HDA 280, obrázek (Obr. 5.2.) výše, od firmy Sennheiser, díky jejich vynikající reprodukovatelnosti měření. Jsou navržena speciálně pro testy do 12 kHz. Chrániče sluchátek jsou vypolstrované a vyměnitelné. Sluchátka lze díky kloubům složit a mají jednostranný kabel.

Tab. 5.1: Parametry sluchátek [11]

<i>Sluchátka</i>	<i>HDA 300</i>	<i>HDA 280</i>
<i>Frekvenční odezva</i>	20 Hz – 20 000 Hz	20 Hz – 20 000 Hz
<i>SPL</i>	117 dB	117 dB
<i>Přítlak</i>	8,8 N ± 0,5 N	5 N ± 0,5 N
<i>Usazení sluchátek</i>	circumaurální	supraaurální
<i>Převodník</i>	dynamický, uzavřený	dynamický, uzavřený
<i>Váha</i>	490 g	330 g
<i>Nominální impedance</i>	23 Ω	37 Ω

Sound Pressure Level, zkráceně SPL, je akustický tlak sluchátek dosažený při vstupním signálu o výkonu 1 mW. Obecně čím je hodnota SPL vyšší, tím jsou sluchátka citlivější a umožňují dosáhnout vysoké hlasitosti. Sluchátka s akustickým tlakem vyšším než 110 dB jsou považována za velmi kvalitní.

Přítlak je síla, kterou sluchátko tlačí proti hlavě. Normální hodnoty přítlaku se pohybují mezi 1-5 N. Přítlak je především parametrem ovlivňujícím pohodlí. Sluchátka HDA 300 jsou těžší, poskytují vysoký útlum okolního hluku a mají tedy velmi vysokou hodnotu přítlaku, což může snížit komfort při vyšetření. Sluchátka HDA 280 jsou lehčí a disponují menší hodnotou přítlaku, jelikož netlumí okolní hluk.

Sluchátka HDA 300 obepínají celé ucho, proto jsou označena jako circumaurální, tato konstrukce přispívá k útlumu okolního hluku. Sluchátka HDA 280 leží přímo na uchu, takže nedochází k útlumu okolního hluku. Tato konstrukce se označuje jako supraaurální.

Výhodou sluchátek HDA 280 a důvodem, proč jsou sluchátka nejpoužívanější je, že mají stanovené akustické normy pro rarefakční krátké kliky.

5.3 Normy pro stimulaci úzkým pravoúhlým pulsem

V tabulkách uvedených v příloze jsou vypsány obecně respektované normy pro úzký pravoúhlý impuls (klik), které uvádí Chiappa. Normy budou použity pro vyhodnocení vyšetření v kapitole 7.3.

Absolutní latence je latence vln I-V, mezivlnová latence je latence jednotlivých vln. Latence jsou měřeny od vrcholu vlny, pokud však vrchol není jednoznačný, určí se střední bod vlny.

6 Vlastní návrh chirp impulsu

Chirp impuls je impuls sinusového tvaru o rozdílném rozložení složek s nízkou, střední a vysokou frekvencí a délce 11 ms. Frekvence chirp impulsu je v rozsahu 350 Hz – 11,3 kHz. U vlastního chirp impulsu byla zanedbána proměnlivá amplituda.

6.1 Matematický návrh

Nejprve byla stanovena funkce, která by odpovídala chirp impulsu, kterou je možné vyjádřit ve tvaru

$$f = \sin(\ln \omega \cdot t) \quad (6.1)$$

kde $\ln(\omega) = at + b$. Konstanty a a b je třeba dopočítat a proměnná t představuje čas. Pro výpočet konstant je stanovena soustava dvou rovnic. Dále jsou určeny hodnoty proměnných z vlastností chirp impulsu. Za ω_1 je dosazena nejnižší hodnota z frekvenčního rozsahu chirp impulsu, tedy 350 Hz a za ω_2 nejvyšší hodnota, tedy 11300 Hz. Počáteční čas impulsu je dosazen za proměnnou t_1 , tedy 0 ms a za t_2 celková délka impulsu, 11 ms. Dosazením proměnných jsou vypočítány konstanty a a b :

$$\begin{aligned} \ln \omega_1 &= 0a + b \\ \ln \omega_2 &= 0,011a + b \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \ln 350 &= b \\ \ln 11300 &= 0,011a + b \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} b &= 5,85793 \\ 0,011a &= 9,33256 - b \end{aligned} \quad (6.2)$$

$$\begin{aligned} 0,011a &= 9,33256 - 5,85793 \\ 0,011a &= 3,474628 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} a &\cong 315,8753 \\ b &\cong 5,8579 \end{aligned}$$

6.2 Realizace v programovém prostředí Matlab

Funkce pro výpočet signálu je upravena odlogaritmováním rovnice takto

$$\begin{aligned}\ln \omega &= at + b \\ \omega &= e^{at+b}\end{aligned}\tag{6.3}$$

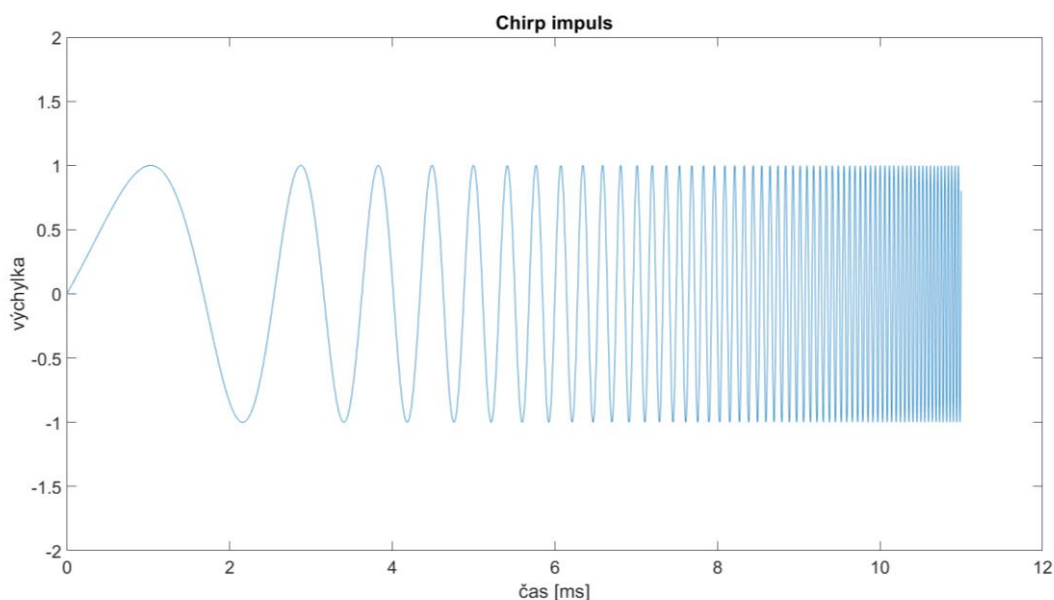
pak výsledná funkce pro výpočet chirp impulsu je

$$\sin(e^{at+b} \cdot t)\tag{6.4}$$

Výsledný příkaz v Matlabu je

```
y=[];  
for t=1:11000  
y(t)=sin( (exp(315.8753*t/1000000+5.8579)*t*2*pi)/1000000);  
end
```

V prostředí Matlab je nastavena prázdná proměnná y , kam se budou ukládat vzorky signálu, které jsou následně vykresleny do grafu na obrázku (Obr. 6.1). Ve funkci je zaveden for cyklus, který má 11000 cyklů, tj. signál dlouhý 11 ms a v něm vložena funkce pro výpočet chirp impulsu s dosazenými vypočítanými konstantami. Vzorkovací frekvence, kterou je dělen čas byla stanovena na $1 \cdot 10^6$.



Obr. 6.1: Vlastní chirp impuls

7 Nasnímán1 BAEP

Evokovaný potenciál BAEP, odpověď na stimul, je způsoben zvukovým podnětem, sérií kliknutí. Evokované potenciály jsou nasnímány pomocí kalíškových elektrod a jsou zobrazeny na elektromyografu. Snímání je prováděno na 10 dobrovolnících.

7.1 Příprava před vyšetřením

Dobrovolník je usazen na polohovací křeslo, před vyšetřením se napije, aby se předešlo polykacím reflexům, které tvoří artefakty v záznamu. Dále je zapotřebí, aby byl dobrovolník relaxovaný, křeslo je tedy mírně zakloněno, předejde se tím artefaktům, které způsobují svaly krku.

Před umístěním elektrod je nutná řádná příprava pokožky na místě elektrody pro snížení impedance kůže. Použit je abrazivní krém značky Nuprep, který odstraňuje vrchní vrstvu kůže a zvlhčuje podkladovou vrstvu. Abrazivním krémem je navlhčen vatový tampon, který je přiložen na místo, které je třeba očistit. Jemným tlakem a malými krouživými pohyby, přibližně o průměru elektrody, je očištěna kůže. Přebytečný krém je odstraněn suchým vatovým tamponem. Dále je použita konduktivní pasta značky TEN20, která přilepí elektrody k pokožce a zajistí vodivost pro vyšetření. Použity jsou kalíškové elektrody, na které je nanesena pasta. Kalíšková elektroda je pastou mírně přeplněna, přiložena na potřebné místo a přitlačena mírným tlakem tak, že z elektrody při stlačení vyjde malé množství pasty malým kruhovitým otvorem na jejím vrchu. Aby elektroda při vyšetření neupadla, je použita fixační náplast, která je přelepena přes elektrodu. Elektrody jsou umístěny na mastoid za pravé a levé ucho a na vrchol hlavy.

Nakonec je dobrovolníkovi na zápěstí připevněn zemní pásek, který je vyfocen na obrázku spolu s kalíškovými elektrodami (Obr. 7.1.) a nasazena stimulační sluchátka HDA 280.



Obr. 7.1: Kalíškové elektrody a zemní pásek

7.2 Měření

Pro naměření je použit přístroj TruTrace EMG s audiostimulátorem, dvoukanálovou hlavicí a v softwaru vybrána metoda EP s podmetodou AEP. Elektrody a zemnicí pásek jsou zapojeny do dvoukanálové hlavice, sluchátka HDA 280 do audiostimulátoru.

Jako první je provedena kontrola impedance. Správně připevněné elektrody dosahují velikosti impedance maximálně 5 k Ω . Pokud je hodnota impedance vyšší, je třeba překontrolovat elektrody a připevnit je lépe.

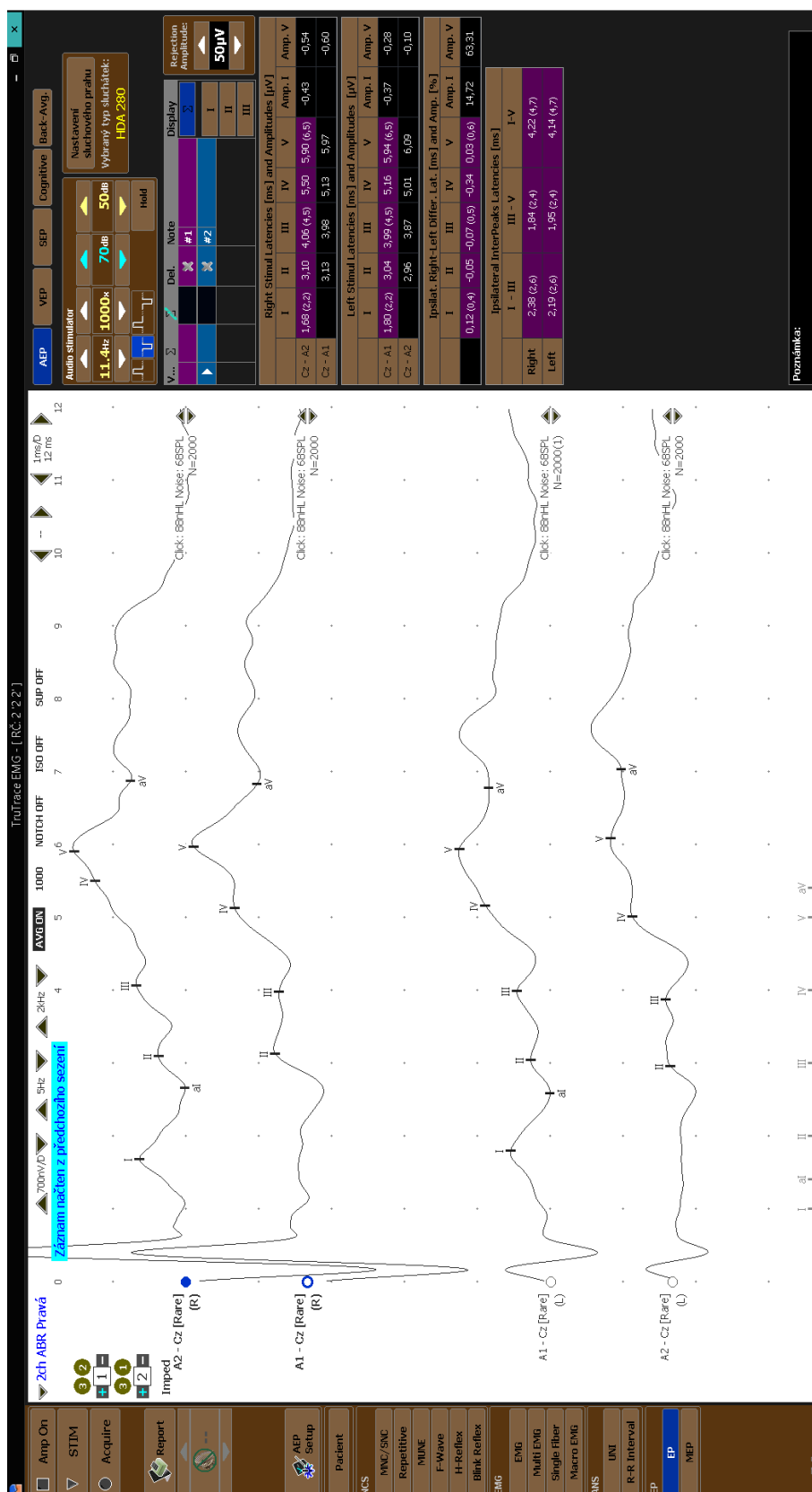
Dále jsou nastaveny hodnoty sluchového prahu pro každé ucho. Při stanovení sluchového prahu je potřeba spolupráce dobrovolníka. Hodnota sluchového prahu je postupně zvyšována a dobrovolník je tázán, zda-li impuls slyší. Konečná hodnota sluchového prahu je nastavena na poslední slyšitelnou. Vyšetření provedeme pro každé ucho. Po zadání sluchového prahu si systém automaticky dopočítá hodnoty výstupu přičtením hodnoty 70 dB k sluchovému prahu.

Dobrovolník zavře oči a je možné zahájit vyšetření. Po spuštění nahrávání elektromyograf spustí stimulaci jednoho ucha a zaznamená 1000 odpovědí. Vyšetření je ještě jednou zopakováno pro stejné ucho. Stejným způsobem je vyšetřeno i druhé ucho a získáno dohromady 4000 odpovědí. Průběh vyšetření je znázorněn na obrázku (Obr. 7.2.).



Obr. 7.2: Průběh vyšetření BAEP

7.3 Vyhodnocení vyšetření



Obr. 7.3: Vyhodnocené vyšetření BAEP

Na obrázku výše (Obr. 7.3), který má invertované barvy pro lepší viditelnost, je zobrazen vyhodnocený signál z elektromyografu. Na signálu byly označeny jednotlivé vlny a přístroj podle umístěných markerů dopočítal hodnoty latencí. Přístroj TruTrace EMG má uložené hodnoty norem pro latence a pokud jsou hodnoty v normě, tak je fialově podbarví. Pro přehlednost jsou hodnoty latencí z vyšetření a hodnoty latencí z norem vypsány v tabulkách (Tab. 7.1 a Tab. 7.2).

Tab. 7.1: Hodnoty latencí z vyšetření

Absolutní latence pro stimulaci pravého ucha [ms]				
I	II	III	IV	V
1,68	3,10	4,06	5,5	5,9
Absolutní latence pro stimulaci levého ucha [ms]				
I	II	III	IV	V
1,8	3,04	3,99	5,16	5,94
Ipsilaterální pravolevý rozdíl [ms]				
I	II	III	IV	V
0,12	-0,05	-0,07	-0,34	0,03
Mezivlnové latence [ms]				
I-III	III-V	I-V		
Pravé ucho	2,38	1,84	4,22	
Levé ucho	2,19	1,95	4,14	

Tab. 7.2: Hodnoty latencí z norem [8]

Absolutní latence [ms]				
I	II	III	IV	V
2,2	3,3	4,5	5,8	6,5
Ipsilaterální pravolevý rozdíl [ms]				
I	III	V		
0,4	0,5	0,6		
Mezivlnové latence [ms]				
I-III	III-V	I-V		
2,6	2,4	4,7		

Jak je z tabulek patrné, hodnoty naměřených latencí jsou menší než hodnoty latencí dle norem. Vybraný dobrovolník má sluchově rovnovážný nerv v pořádku, jeho sluch je fyziologický.

8 Zpracování naměřených dat

8.1 Import a úprava dat

Z přístroje TruTrace EMG jsou data vyexportována ve formátu ASCII kontinuální v textovém souboru. Textový soubor obsahuje číselné hodnoty, ale také hlavičky. Části textového souboru jsou vyobrazeny na obrázku níže (Obr. 8.1).

Soubor	Úpravy	Formát	Zobrazení	Nápověda
[GlobalHeader]				
2				
1000000				
45000000				
1				
4042				
1				
4				
1				
3				
[HWChannelsHeader]				
[HWChannelsConfigurationHeader]				
2				
1				
A1 - Cz				
2				
A2 - Cz				
[HWChannelsConfigurationHeader]				
2				
1				
A1 - Cz				
2				
A2 - Cz				
[HWChannelsConfigurationHeader]				
2				
1				
A1 - Cz				
2				
A2 - Cz				
[StimIndex]				
582				
17				
0				
200				
0				
0				
0				
0				
0				
0				
1678				
17				
0				
200				

Soubor	Úpravy	Formát	Zobrazení	Nápověda
17				
0				
200				
0				
0				
0				
0				
0				
4438046				
17				
0				
200				
0				
0				
0				
0				
0				
0				
[Laps]				
[LapsHeader]				
1110016				
2				
2				
[LapsChannelsHeader]				
1				
2				
[LapsSignalData]				
4	42	0		
2	41	0		
3	40	0		
2	40	0		
3	38	0		
2	36	0		
0	35	0		
2	36	0		
1	35	0		
-1	36	0		
-3	34	0		
-3	36	0		
0	36	0		
1	37	0		
2	40	0		
1	38	0		
0	37	0		
2	38	0		
1	36	0		

Obr. 8.1: Obsah textového souboru

Textový soubor je velmi obsáhlý, jeho velikost je 50 Mb a obsahuje spoustu informací o nahraném záznamu. Jako první hlavička je [GlobalHeader], která obsahuje číslo datového formátu, informaci o citlivosti, vzorkovací frekvenci, počet stimulů, počet Lap a číslo synchronizačního kanálu. Přehled je uveden v tabulce níže (Tab. 8.1).

Tab. 8.1 Obsah [GlobalHeader]

[GlobalHeader]
Číslo datového formátu
Citlivost
Vzorkovací frekvence
První exportovaný stimul
Poslední exportovaný stimul
První exportovaný Lap
Poslední exportovaný Lap

V hlavičce [HWChannelsHeader] je počet kanálů a použité elektrody. Jako další hlavička je [StimIndex], ta obsahuje stimulační třídu, proud stimulace a stimulační parametry. Nejdůležitější částí souboru jsou však údaje pod hlavičkou [Laps], která obsahuje data odpovědí a počátky stimulace ve třech sloupcích, kde první sloupec odpovídá pravému uchu, druhý levému a třetí sloupec počátkům stimulace. Přehled je uveden v tabulce níže (Tab. 8.2).

Tab. 8.2 Obsah [Laps]

[Laps]
[LapsHeader]
Počet vzorků v Lap
Počet kanálů v Lap
[LapsChannelHeader]
Indexy kanálů
[LapsSignalData]
Data a počátky stimulace

Jelikož textový soubor obsahuje nejen čísla, ale i text, tak je nutné ho do aplikace nahrát ve formě string. V aplikaci Matlab je otevřen textový soubor pomocí tlačítka Import Data, kde jsou vybrány všechny tři sloupce a jako výstup zvolen String array. Dále už stačí potvrdit import a importována je matice dat o rozměrech přibližně $4,5 \cdot 10^6 \times 3$.

Z matice je třeba získat pouze data pod hlavičkou [LapsSignalData], která se v souboru objeví tolikrát, kolikrát bylo spuštěno měření. Pro získání dat je vytvořen algoritmus, který vyhledá indexy hlaviček a data z každého měření umístí do samostatné matice. Matice již neobsahují text, pouze vzorky jednotlivých odpovědí, proto jsou převedeny do formátu double.

Dalším cílem je vytvořit matici dat, ve které bude každý sloupec obsahovat jednu odpověď na stimulaci. Pro získání počátků stimulace je prohledáván třetí sloupec matice, kde počátek stimulace značí číslo 192. Po nalezení indexů počátků stimulace je matice rozsegmentována na matici odpovědí pravého ucha a levého ucha, kde každý sloupec obsahuje 100 vzorků před stimulací a 200 vzorků za stimulací. Matice mají po úpravách rozměry 300 x 2000, tedy každá odpověď obsahuje 300 vzorků a nasnímáno bylo 2000 odpovědí.

8.2 Metody zpracování evokovaných odpovědí

Při vyšetření jsou zaznamenávány všechny odpovědi na stimulaci, ale jako výsledný signál, který lékař hodnotí je zobrazen průměr pouze některých odpovědí. Zahrnutí nebo nezahrnutí jednotlivých odpovědí do konečného výsledku může být zpracováno více metodami. Pro metody průměrování je použita pouze část signálu, 1,5 – 6 ms po stimulaci.

8.2.1 Metoda průměrování s předem nastaveným intervalem pro rejekci

Této metody využívá přístroj TruTrace EMG. V praxi to znamená, že si lékař nastaví hodnotu amplitudy a všechny odpovědi, které přesáhnou nastavenou hodnotu, obvykle 50 μV , jsou automaticky vyřazeny, nepodílí se na průměrování a nejsou tedy zahrnuty v konečném záznamu pro vyhodnocení.

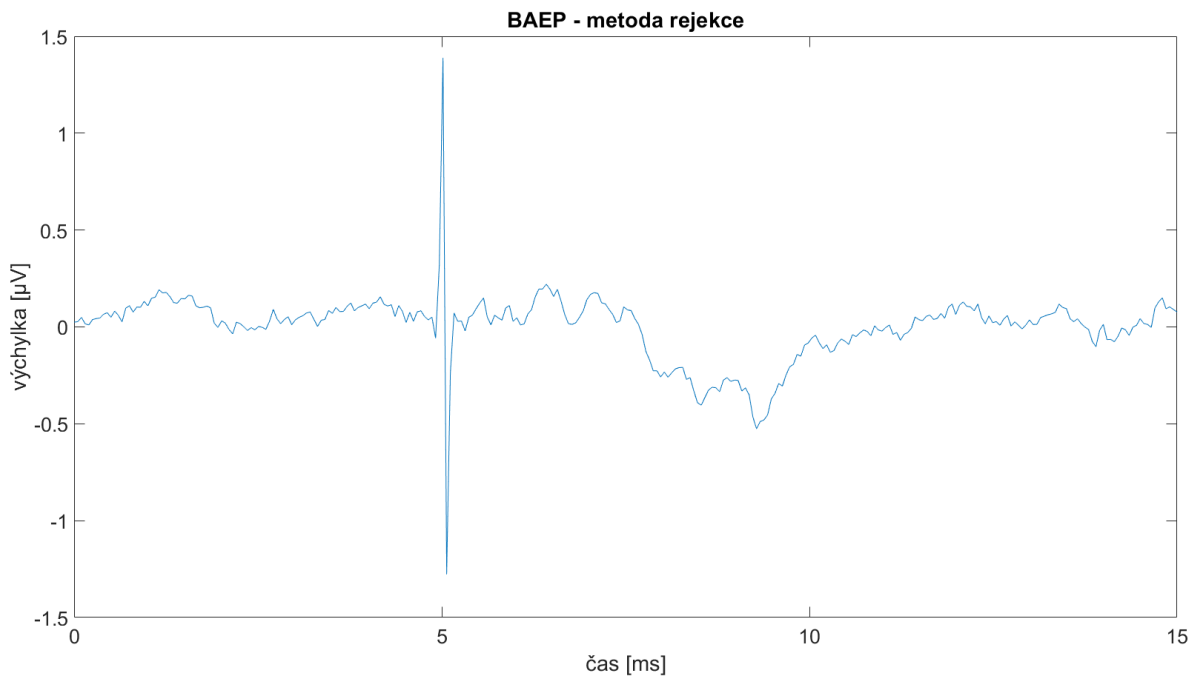
Pro metodu je vytvořen algoritmus v aplikaci Matlab a vypočítána střední chyba průměru. Nejprve je vytvořen vektor, který obsahuje hodnoty peak-to-peak pro každou odpověď a ve vektoru nalezeny hodnoty vyšší než 50 μV . Dle indexů odpovědí, jejichž hodnota peak-to-peak přesáhla 50 μV je vytvořena výsledná matice odpovědí, která je zprůměrována. Výsledný průběh signálu od jednoho z dobrovolníků, který je použit pro konečné hodnocení, je vyobrazen na obrázku níže (Obr. 8.2). Posledním krokem je výpočet střední chyby průměru podle které bude metoda porovnávána s metodou Bayesovského průměrování, dle vzorce (8.1).

$$SEM = \frac{\delta}{\sqrt{n}} \quad (8.1)$$

kde δ je směrodatná odchylka a je rovna

$$\delta = \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (8.2)$$

kde n je celkový počet vzorků, x značí jednotlivé vzorky i a \bar{x} je aritmetický průměr ze vzorků.



Obr. 8.2: Výsledná křivka BAEP pro metodu s předem nastaveným intervalem pro rejekci

8.2.2 Metoda Bayesovského průměrování

Je nová metoda, která by mohla nahradit metodu s předem nastaveným intervalem pro rejekci a spočívá v automatickém vyhodnocení, který soubor dat je pro konečné průměrování nejvhodnější bez nutnosti nastavení hodnoty lékařem.

Pro správnou funkci algoritmu je nutné splnění základního předpokladu a to, že efektivní hodnota užitečného signálu před zprůměrněním je řádově vyšší než efektivní hodnota evokované odpovědi, potom je možné ve vzorci (8.5) zanedbat \bar{x} .

Nejdříve jsou odečteny stejnosměrné složky pro všechny segmenty, jako stejnosměrná složka je definována střední hodnota μ dle vzorce (8.3) v intervalu 10 ms před stimulem.

$$\mu = \frac{1}{M} \cdot \sum_{i=1}^M x_i \quad (8.3)$$

kde x jsou vzorky z intervalu a M celkový počet vzorků.

Dále algoritmus určí výkon signálu v užitečném intervalu 1,5 – 6 ms po stimulu. Tyto výkony seřadí od nejmenšího k největšímu a postupně zprůměrovává segmenty od nejmenšího k nejvyššímu výkonu. Pro každý zprůměrovaný počet segmentů je nalezena střední chyba průměru, dle vzorce (8.6) a nalezeno její minimum.

Základním vzorcem pro výpočet je

$$SEM = \frac{\delta}{\sqrt{n}} = \frac{\delta^2}{n} \quad (8.4.)$$

kde n je počet odpovědí a δ^2 je výběrový rozptyl a je roven

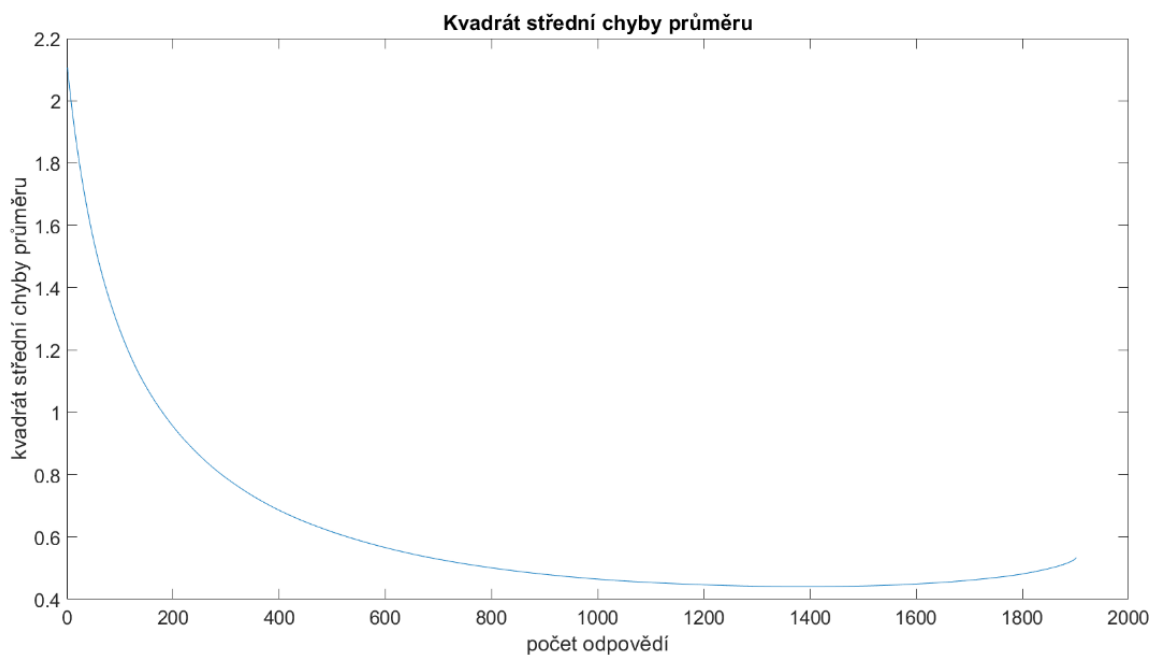
$$\delta^2 = \frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (8.5.)$$

kde x značí jednotlivé vzorky i a \bar{x} je průměr, který je vůči x tak malý, že ho lze zanedbat.

Výsledný vzorec je pak

$$SEM = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i)^2}{(n-1) \cdot n} \quad (8.6.)$$

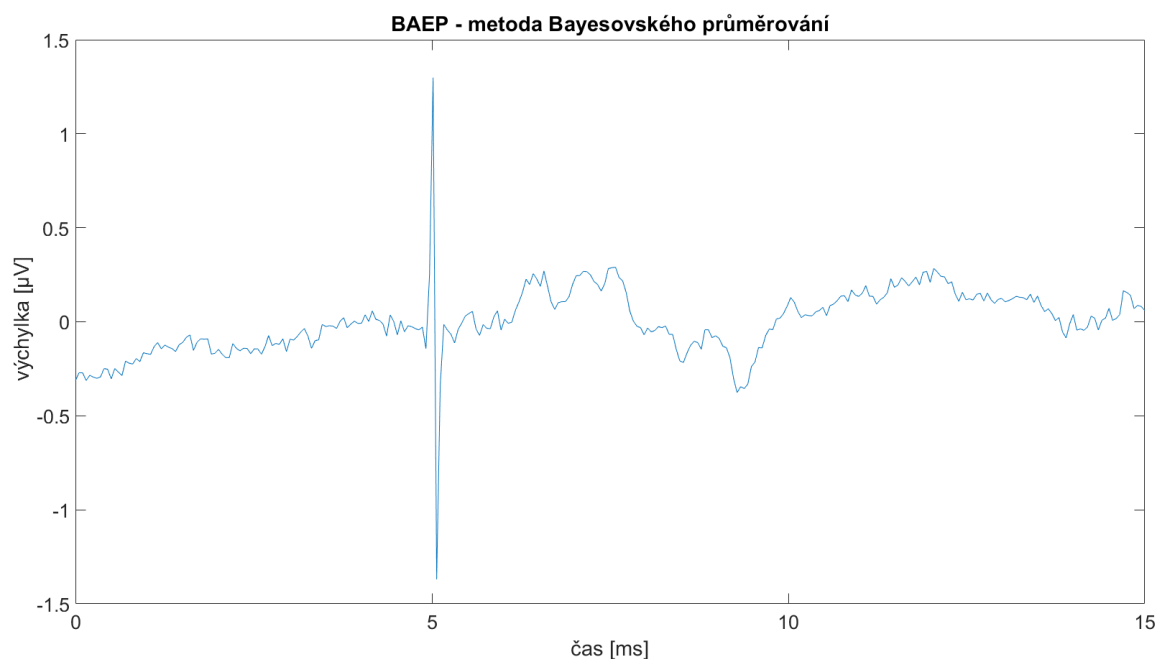
Z takto vypočítaných hodnot je vytvořen graf, který je zobrazen na obrázku níže (Obr. 8.3).



Obr. 8.3: Graf kvadrátů středních chyb průměru

Výsledná křivka tvoří tvarem hokejku, nejprve prudce klesá, pak se její klesání zmíní, dosáhne minima a následně začne křivka stoupat. Důležitým bodem křivky pro vyhodnocení nejlepšího souboru odpovědí je právě její minimum. Odpovědi, které jsou za tímto minimem, tedy ve stoupající části křivky, jsou zahozeny.

Nejlepší soubor odpovědí je zprůměrován a vypočítána střední chyba průměru dle vzorce (8.1). Výsledná křivka BAEP pro jednoho z dobrovolníků je zobrazena na obrázku níže (Obr. 8.4)



Obr. 8.4: Výsledná křivka BAEP pro metodu Bayesovského průměrování

9 Porovnání metod

Pro obě metody byla stanovena střední chyba průměru. Střední chyba průměru je vypočítána pro každý výsledný zprůměrovaný soubor odpovědí. Z jednoho vyšetření jsou vypočítány čtyři střední chyby průměru (SEM), tedy každý Lap má nejlepší soubor odpovědí pro pravé a levé ucho. Hodnoty pro jednotlivé dobrovolníky jsou vypsány v tabulce (Tab. 9.1)

Tab. 9.1 Hodnoty středních chyb průměru

Dobrovolník	LAP	SEM – metoda rejekce		SEM – metoda Bayes	
		Pravé ucho	Levé ucho	Pravé ucho	Levé ucho
1	LAP1	0,020	0,0198	0,0134 (33 %)	0,0208 (4,8 %)
	LAP2	0,1025	0,1089	0,1028 (0,3 %)	0,1088 (0,1 %)
2	LAP1	0,167	0,0821	0,1686 (0,9 %)	0,0799 (2,7 %)
	LAP2	0,0546	0,2239	0,0536 (1,8 %)	0,2253 (0,6 %)
3	LAP1	0,0344	0,0424	0,0337 (2 %)	0,0464 (8,6 %)
	LAP2	0,0211	0,0183	0,0186 (11,8 %)	0,0173 (5,5 %)
4	LAP1	0,0274	0,0261	0,0241 (12 %)	0,0227 (13 %)
	LAP2	0,0852	0,0747	0,0816 (4,2 %)	0,0725 (2,9 %)
5	LAP1	0,1042	0,1089	0,1038 (0,4 %)	0,1087 (0,2 %)
	LAP2	0,0573	0,1069	0,0596 (3,8 %)	0,1079 (0,9 %)
6	LAP1	0,0186	0,0142	0,0191 (2,6 %)	0,0112 (21 %)
	LAP2	0,0373	0,0452	0,0372 (0,3 %)	0,0442 (2,2 %)
7	LAP1	0,0671	0,0566	0,0665 (0,9 %)	0,0565 (0,2 %)
	LAP2	0,0249	0,0150	0,0220 (11,6 %)	0,0153 (1,9 %)
8	LAP1	0,0641	0,0852	0,0623 (2,8 %)	0,0837 (1,7 %)
	LAP2	0,0218	0,0195	0,0168 (22,9 %)	0,0116 (40,5 %)
9	LAP1	0,0287	0,0244	0,0284 (1 %)	0,0236 (3,3 %)
	LAP2	0,0172	0,0104	0,0177 (2,8 %)	0,0107 (2,8 %)
10	LAP1	0,0846	0,0684	0,0847 (0,1 %)	0,0685 (0,1 %)
	LAP2	0,0203	0,0386	0,0206 (1,5 %)	0,0347 (10,1 %)

V tabulce (Tab. 9.1) jsou červeně označeny hodnoty, které vyšly lépe při metodě Bayesovského průměrování. Z celkem 40 hodnot SEM, byla metoda Bayesovského průměrování 26krát úspěšnější, tedy 65 % úspěšnost. Dále je třeba zhodnotit o kolik procent se metoda Bayesovského průměrování lišila. V tabulce je u každé hodnoty SEM pro metodu

Bayesovského průměrování procentuální vyčíslení odlišnosti od metody s předem nastaveným intervalem pro rejekci.

Předpokládaná nejvyšší procentuální odlišnost jednotlivých metod byla okolo 8-10 %, ale hodnoty se liší o 8 % průměrně. U osmého dobrovolníka byla metoda Bayesovského průměrování dokonce o celých 40,5 % lepší, což je naprosto výborný výsledek nad očekávání.

U čtvrtého a osmého dobrovolníka dosáhla metoda lepšího výsledku v rámci celého vyšetření, tito dva dobrovolníci byli při vyšetření velmi neklidní, lze tedy usoudit, že metoda dosahuje lepších výsledků právě u lidí, kteří nejsou schopni se uvolnit a relaxovat a v signálu tak vznikají artefakty od svalů krku a polykacích reflexů.

10 Závěr

Hlavním předmětem této bakalářské práce je nasnímání sluchových evokovaných potenciálů metodou BAEP a na základě těchto dat porovnat metody zpracování evokovaných odpovědí. Data byla získána vyšetřením 10 otologicky normálních dobrovolníků pomocí přístroje TruTrace EMG. Měření probíhala dle protokolu, který byl schválen Etickou komisí UBMI FEKT VUT v Brně, ze dne 15.4.2019.

K vyšetření byla použita stimulační sluchátka HDA 280 a jako stimulační impuls byl použit rarefakční click o šířce 100 μ s. Pro nasnímání byl použit zemní pásek umístěný na zápěstí a tři kalíškové elektrody, z nichž dvě byly umístěny na mastoidu každého ucha a třetí na pozici Cz dle systému 10/20. Každé ucho bylo stimulováno dvakrát a získáno tak 2000 odpovědí pro každé ucho.

Z elektromyografu byla vyexportována surová a nezprůměrovaná data ve formě ASCII kontinuální v textovém souboru. Textový soubor obsahuje sloupce s čísly a textové hlavičky, proto bylo nutné ho do aplikace Matlab importovat ve formě řetězce a data vhodně upravit. V aplikaci Matlab byl vytvořen algoritmus, který ze souboru vybere pouze číselná data z jednotlivých etap vyšetření, tzv. LAPs. Dále jsou již jednotlivé LAPs převedeny do formátu double. Data jsou spojena ve formátu dvou matic o rozměrech přibližně $2,2 \cdot 10^6 \times 3$. V datech bylo třeba nalézt začátky stimulace, rozsegmentovat je na jednotlivé odpovědi a získat pouze užitečnou část odpovědi, což je 100 vzorků před stimulací a 200 vzorků za stimulací. Po těchto krocích jsou získány čtyři matice, u každého LAPs je matice pro pravé a levé ucho, o rozměrech 300×2000 , kde každý sloupec obsahuje jednu odpověď.

Následně byly vytvořeny algoritmy pro metody průměrování. Metoda s předem nastavenou rejekcí, kterou využívají všechny komerční EMG přístroje a metoda Bayesovského průměrování, která je jednou z alternativních metod pro vyhodnocení vyšetření. Tato metoda byla naprogramována za účelem zvýšení poměru signálu ku šumu. Vstupními daty pro obě metody byly soubory dat obsahující odpovědi a výstupem byl nejlepší soubor odpovědí pro konečné zprůměrování a vyhodnocení. Pro každou metodu byla vypočítána střední chyba průměru na základě níž byly metody porovnány.

Při použití metody Bayesovského průměrování bylo dosaženo u 65 % vyšetření, z celkového počtu 40 vyšetření, snížení střední chyby průměru, u zbytku vyšetření nedošlo k vysokému zhoršení. Výjimečné zvýšení střední chyby průměru se u některých vyšetření pohybovalo jen do zlomků procent a bylo důsledkem zaokrouhlovacích chyb. Oproti standardnímu způsobu průměrování bylo očekáváno zlepšení přibližně 10 %, avšak metoda Bayesovského průměrování dosáhla průměrného 8 % zlepšení poměru signálu ku šumu. Také například u osmého dobrovolníka bylo dosaženo vlivem neklidu při vyšetření zlepšení přibližně o 40 %, což je výborný výsledek. Z tohoto důvodu může být použití této metody vhodné při

vyšetření pacientů, kteří se nejsou schopni při vyšetření uvolnit nebo nespolupracují, tedy především děti.

Nově implementovaná metoda dosahuje dobrých výsledků, bude ji možno doplnit do softwaru přístroje TruTrace EMG a mohla by tak vedle metody s předem nastavenou rejekcí tvořit robustní alternativu pro zvýšení poměru signálu a šumu u výsledné neurofyziologické odpovědi.

Literatura

- [1] HOFMANOVÁ, Marta. *Audiometrie v ORL ordinaci: diagnostika sluchových poruch*. Adamov: Marta Hofmanová (vlastním nákladem), 2008.
- [2] DUFEK, Jaroslav a Petr KAŇOVSKÝ. *Evokované potenciály v klinické praxi*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000. ISBN 80-7013-306-6.
- [3] HAHN, Aleš. *Otorinolaryngologie a foniatrie v současné praxi*. Praha: Grada, 2007. ISBN 9788024705293. Dostupné z: <https://theses.cz/id/eibnam/00172082-686307663.pdf>
- [4] Velký lékařský slovník. *Velký lékařský slovník* [online]. Praha: Maxdorf s.r.o, 2018 [cit. 2018-12-31]. Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz/>
- [5] ČIHÁK, Radomír, DRUGA, Rastislav a Miloš GRIM, ed. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 978-80-247-1132-4.
- [6] JUROVČÍK, Michal. *Sluchové evokované potenciály u dětí*. Praha, 1999. Dostupné také z: http://orl.lf2.cuni.cz/prednasky/data/2001/jurovcik_sep/index.html. Atestační práce. ORL klinika 2.LF FN v Motole.
- [7] BUCHNER, Helmut. *Evozierte Potenziale, neurovegetative Diagnostik, Okulographie: Methodik und klinische Anwendungen ; 59 Tabellen*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2005. ISBN 3131394412, 978-3131394415.
- [8] CHIAPPA, Keith H. *Evoked potentials in clinical medicine*. 2nd ed. New York: Raven Press, c1990. ISBN 0-88167-569-5.
- [9] RODRIGUES, Gabriela Ribeiro Ivo a Doris Ruthi LEWIS. Comparação dos estímulos clique e CE-chirp® no registro do Potencial Evocado Auditivo de Tronco Encefálico. *Revista da Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia* [online]. 2012, **17**(4), 412-416 [cit. 2018-12-31]. DOI: 10.1590/S1516-80342012000400008. ISSN 1516-8034. Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1516-80342012000400008&lng=pt&tlng=pt
- [10] CORONA-STRAUSS, Farah I., Bernhard SCHICK, Wolfgang DELB a Daniel J. STRAUSS. Notched-noise embedded frequency specific chirps for objective audiometry using auditory brainstem responses. *Audiology Research* [online]. 2012, **2**(1), 7 [cit. 2018-12-31]. DOI: 10.4081/audiore.2012.e7. ISSN 2039-4349. Dostupné z: <http://www.audiologyresearch.org/index.php/audio/article/view/52>

- [11] Sennheiser. *Sennheiser electronic GmbH & Co. KG* [online]. USA, 2018
[cit. 2018-12-31]. Dostupné z: <https://en-us.sennheiser.com>

Seznam příloh

A.1	Normativní hodnoty BAEP pro 10 kliků za sekundu	46
A.2	Normativní hodnoty BAEP pro 70 kliků za sekundu	47
B.1	První dobrovolník	49
B.2	Druhý dobrovolník	50
B.3	Třetí dobrovolník	51
B.4	Čtvrtý dobrovolník	52
B.5	Pátý dobrovolník	53
B.6	Šestý dobrovolník	54
B.7	Sedmý dobrovolník	55
B.8	Osmý dobrovolník	56
B.9	Devátý dobrovolník	57
B.10	Desátý dobrovolník	58

A Tabulky norem pro stimulaci úzkým pravoúhlým pulsem

Tab. A.1: Normativní hodnoty BAEP pro 10 kliků za sekundu [8]

Absolutní latence (msec)			
Vlna	Průměr	SD	Průměr + 3 SD
I	1,7	0,15	2,2
II	2,8	0,17	3,3
III	3,9	0,19	4,5
IV	5,1	0,24	5,8
V	5,7	0,25	6,5
VI	7,3	0,29	8,2
Mezivlnové latence			
Vlny	Průměr	SD	Průměr + 3 SD
I – III	2,1	0,15	2,6
I – V	4,0	0,23	4,7
III – IV	1,2	0,16	1,7
III – V	1,9	0,18	2,4
IV – V	0,7	0,19	1,3
V - VI	1,5	0,25	2,3
Pravolevý mezivlnový rozdíl			
Vlny	Průměr	SD	Průměr + 3 SD
I – III	0,10	0,09	0,37
I – V	0,13	0,10	0,43
III – IV	0,12	0,14	0,54
III – V	0,10	0,11	0,43
IV – V	0,15	0,14	0,57
V - VI	0,22	0,19	0,79
Absolutní amplitudy (μ V)			
Vlna	Průměr	SD	Rozsah
I	0,28	0,14	0,06 – 0,85
III	0,23	0,12	0,03 – 0,55
IV (pre)	0,25	0,12	0,04 – 0,63
IV (post V)	0,40	0,13	0,08 – 0,88
IV / V (nejvyšší pík)	0,47	0,16	0,14 – 0,88

V	0,43	0,16	0,15 – 0,86
Průměr amplitud v %			
Vlny	Průměr	SD	Průměr + 3 SD
III/V	50	23	119
I/IV (pre)	132	75	357
I/IV (post V)	75	39	191
I/V	73	48	218
I/IV-V	62	30	152
Rozdíl amplitud mezi ušima			
Vlna	Průměr	SD	Průměr + 3 SD
V	20	17	71

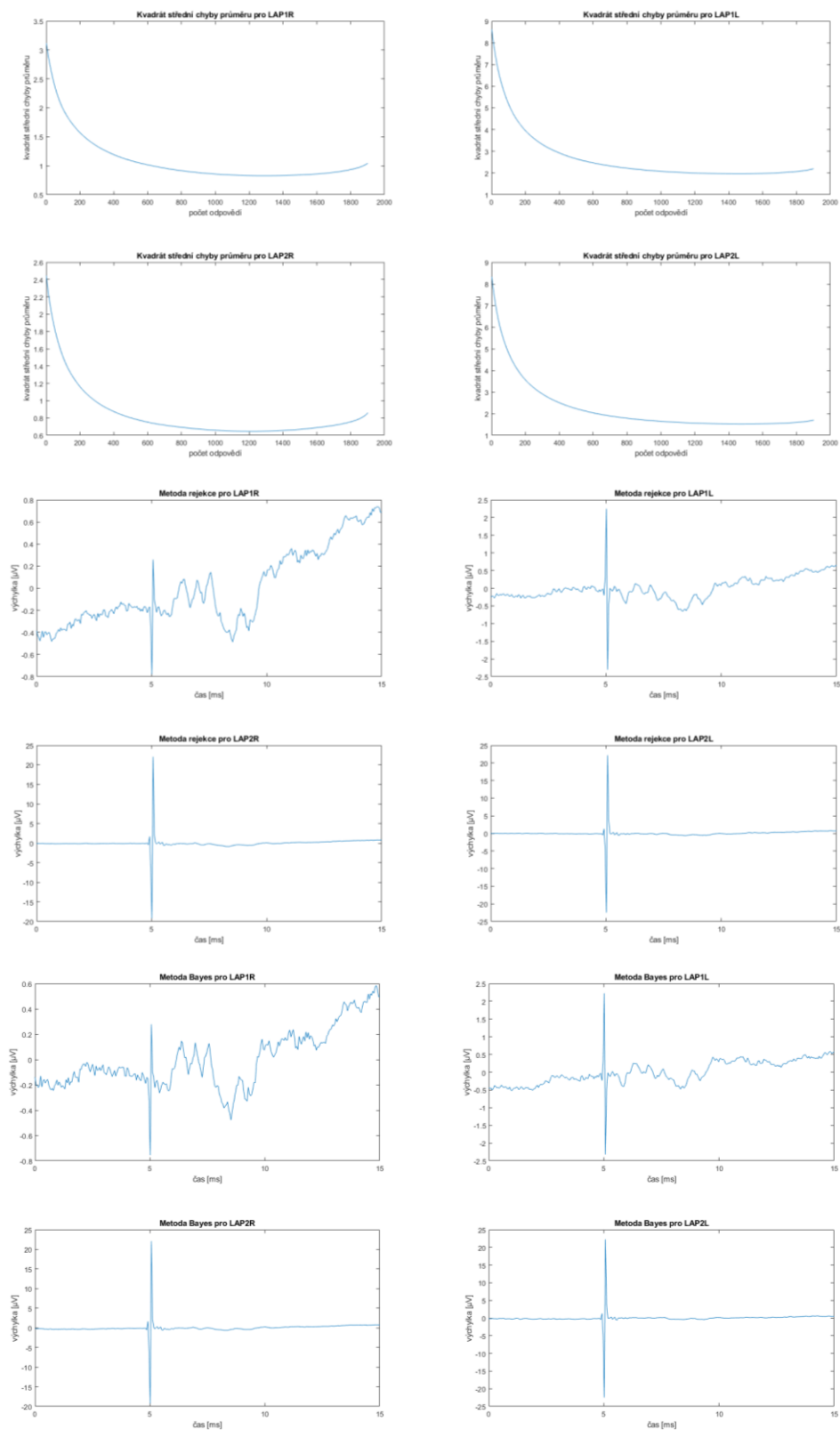
Tab. A.2: Normativní hodnoty BAEP pro 70 kliků za sekundu [8]

Absolutní latence (msec)				
Vlna	(%)	Průměr	SD	Průměr + 3 SD
I	76	1.8	0.21	2.3
II	61	2.9	0.19	3.4
III	68	4.2	0.35	5.1
IV	51	5.4	0.30	6.2
V	79	6.2	0.30	7.0
VI	34	7.8	0.42	8.9
Mezivlnové latence				
Vlny		Průměr	SD	Průměr + 3 SD
I – III		2,3	0,29	3,0
I – V		4,3	0,24	4,9
III – IV		1,3	0,28	2,0
III – V		2,0	0,26	2,7
IV – V		0,8	0,24	1,4
V - VI		1,7	0,39	2,7
Pravolevý mezivlnový rozdíl				
Vlny		Průměr	SD	Průměr + 3 SD
I – III		0,18	0,13	0,51
I – V		0,18	0,14	0,53
III – IV		0,23	0,20	0,73
III – V		0,19	0,19	0,7
IV – V		0,15	0,08	0,35
V - VI		0,35	0,24	0,95

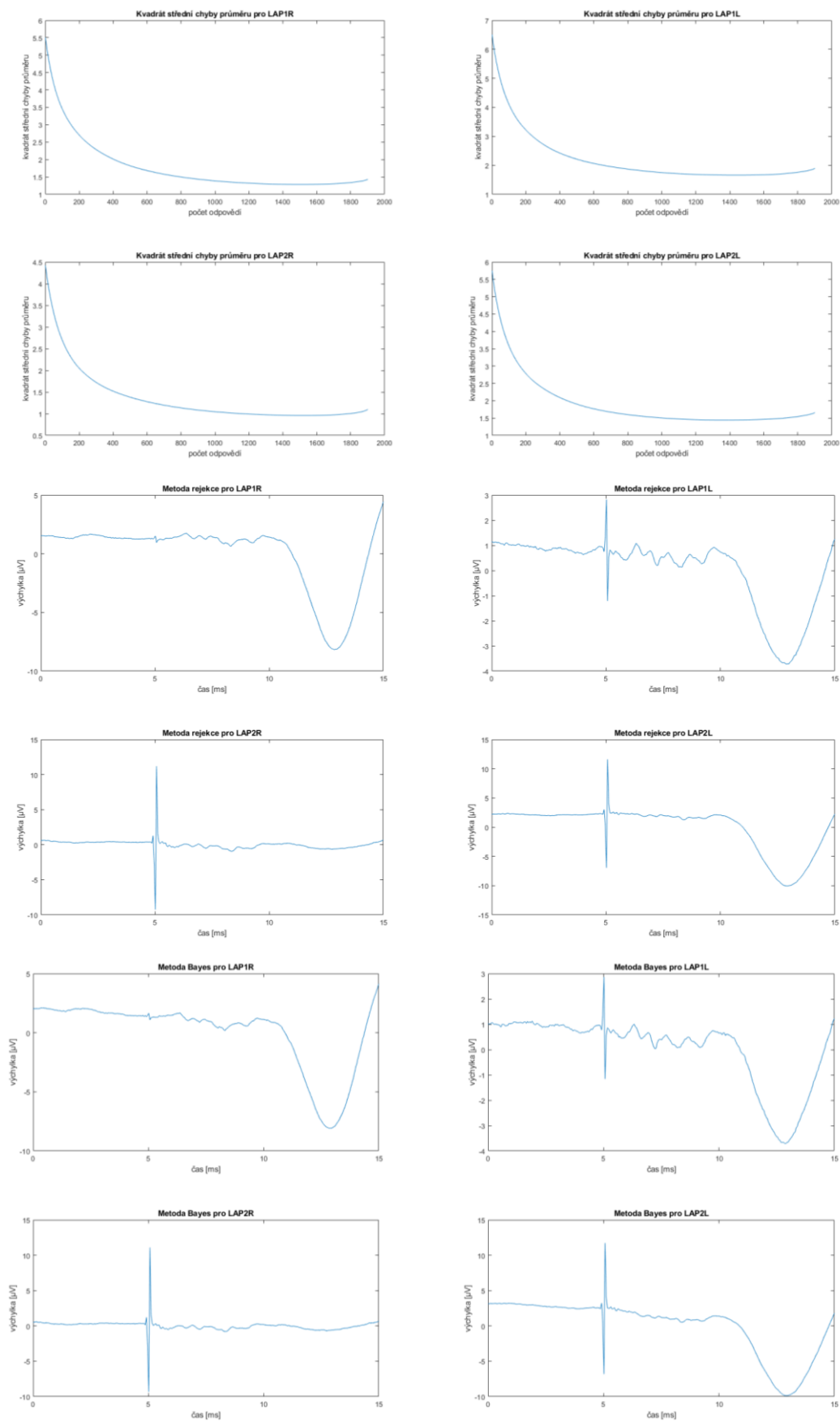
Absolutní amplitudy (μV)			
Vlna	Průměr	SD	Rozsah
I	0,13	0,09	0,01 – 0,38
III	0,10	0,08	0,10 – 0,45
IV/V	0,37	0,14	0,08 – 0,73
% rozdíl uší vlny V	23	20	0 – 93
% změna 10-70/sec	-25	33	-129 – 69
Průměr amplitud v %			
Vlny	Průměr	SD	Průměr + 3 SD
I/V	40	31	133
III/V	29	22	95
Zvýšení latence u vlny V (10/sec – 70/sec)			
Vlna	Průměr	SD	Průměr + 3 SD
V	0,48	0,20	1,08

B Výsledné grafy od všech dobrovolníků

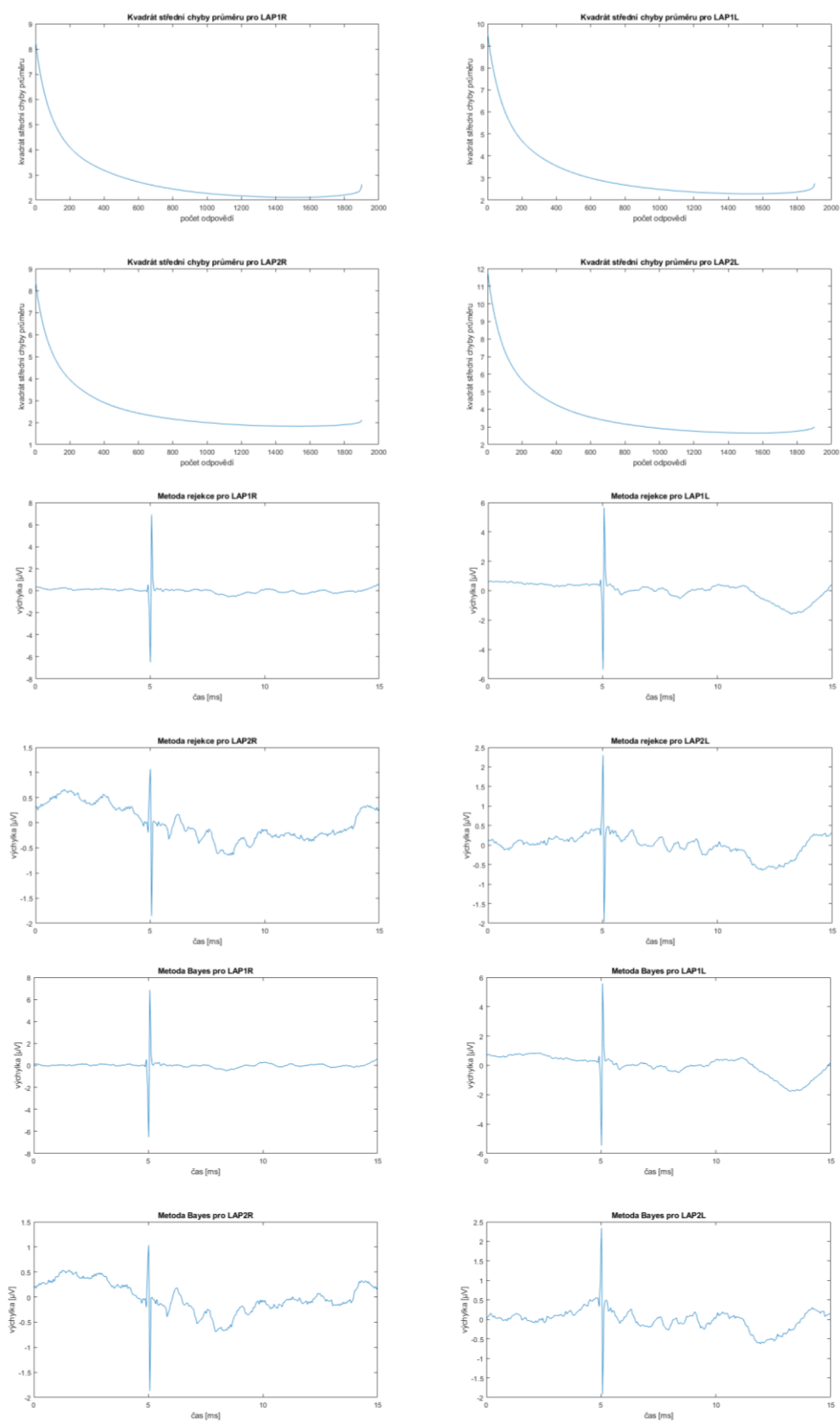
Obr. B.1 První dobrovolník



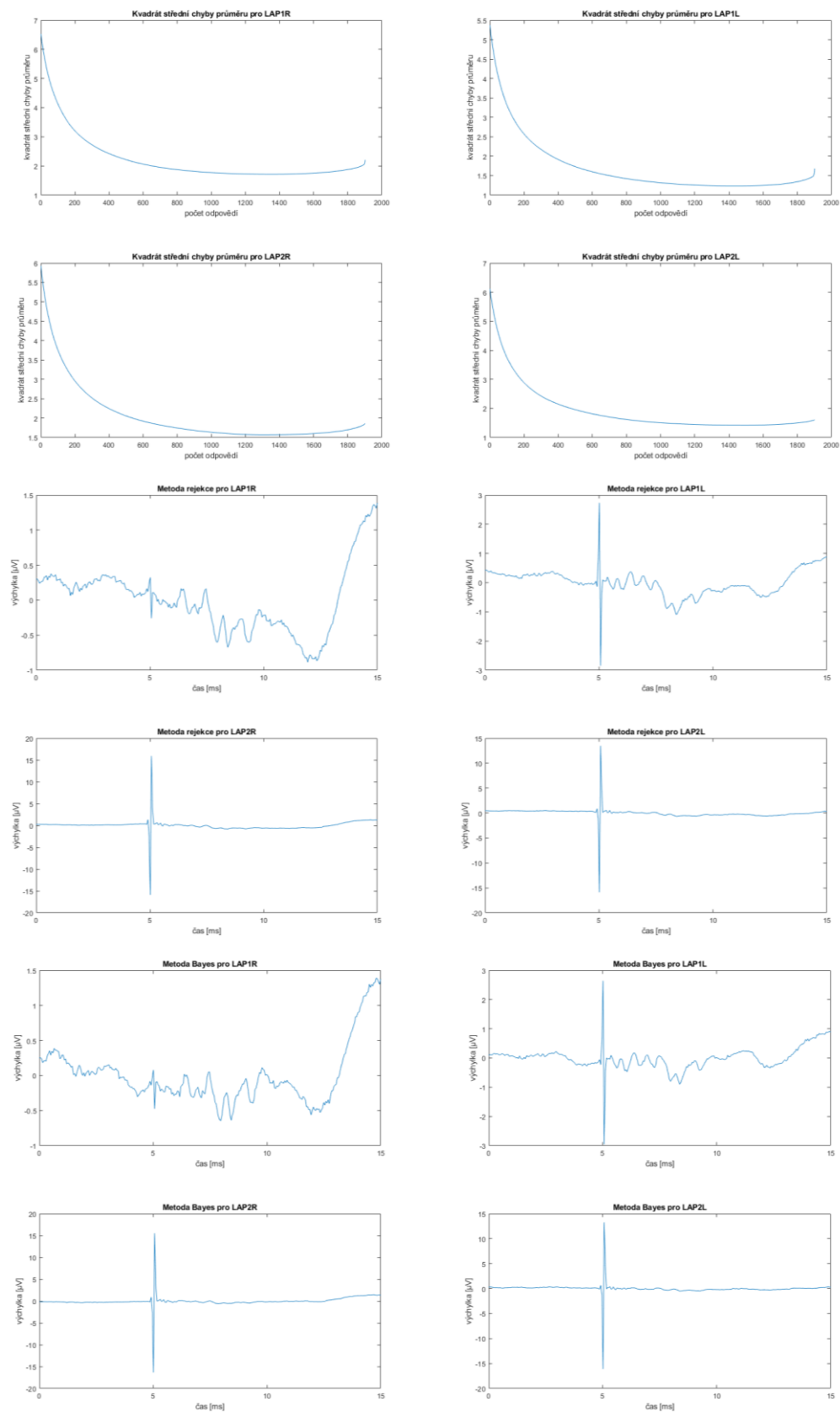
Obr. B.2 Druhý dobrovolník



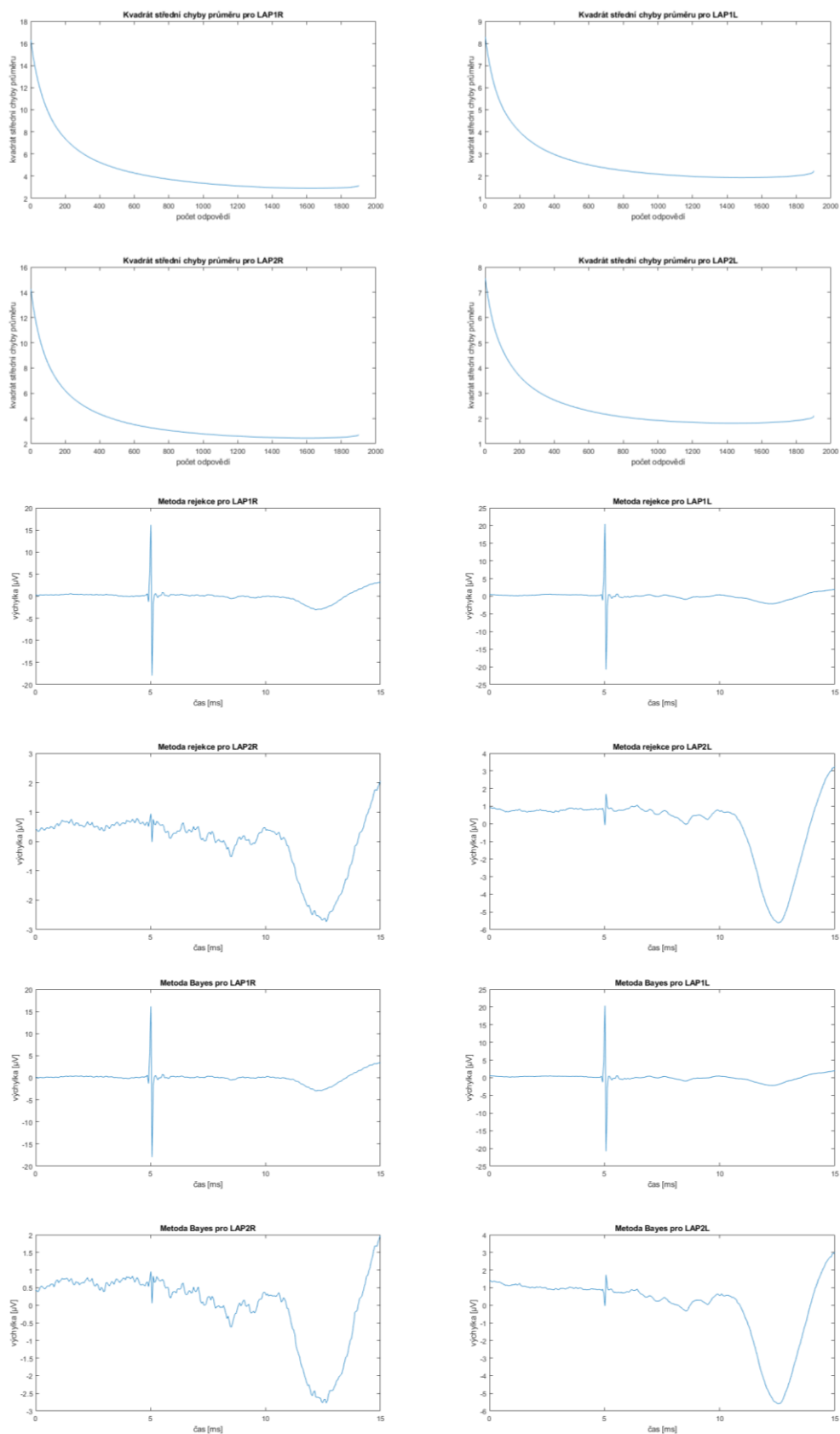
Obr. B.3 Třetí dobrovolník



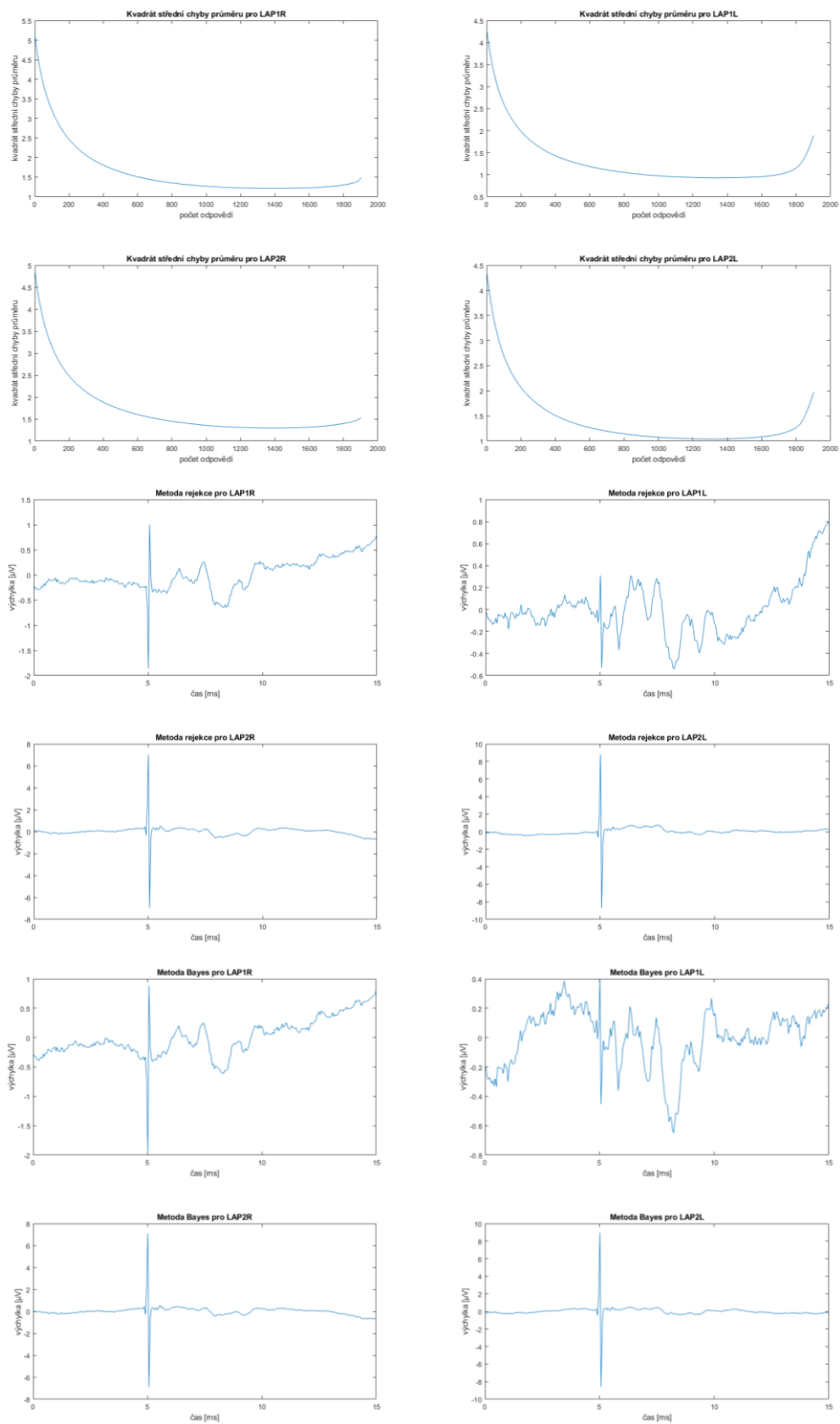
Obr. B.4 Čtvrtý dobrovolník



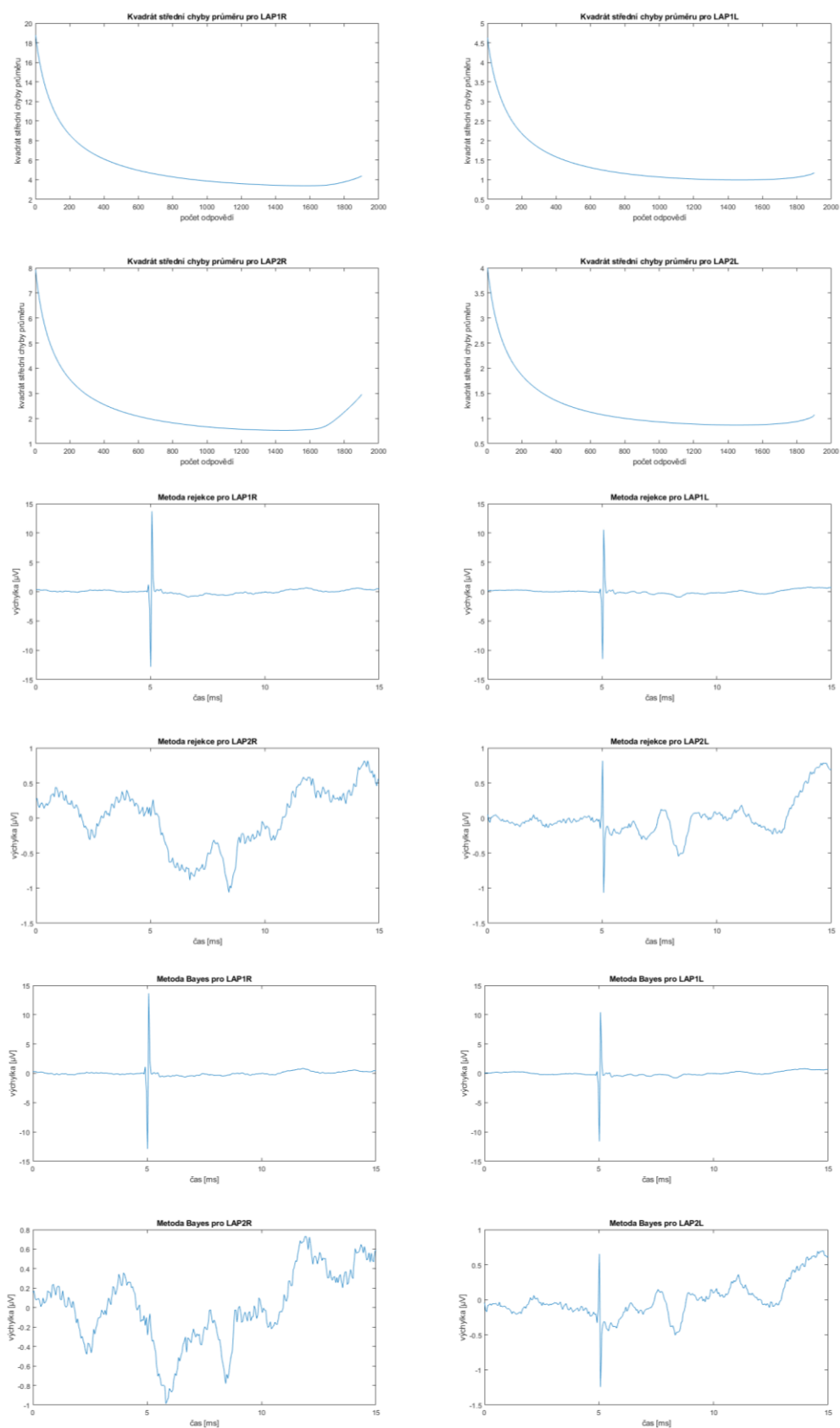
Obr. B.5 Pátý dobrovolník



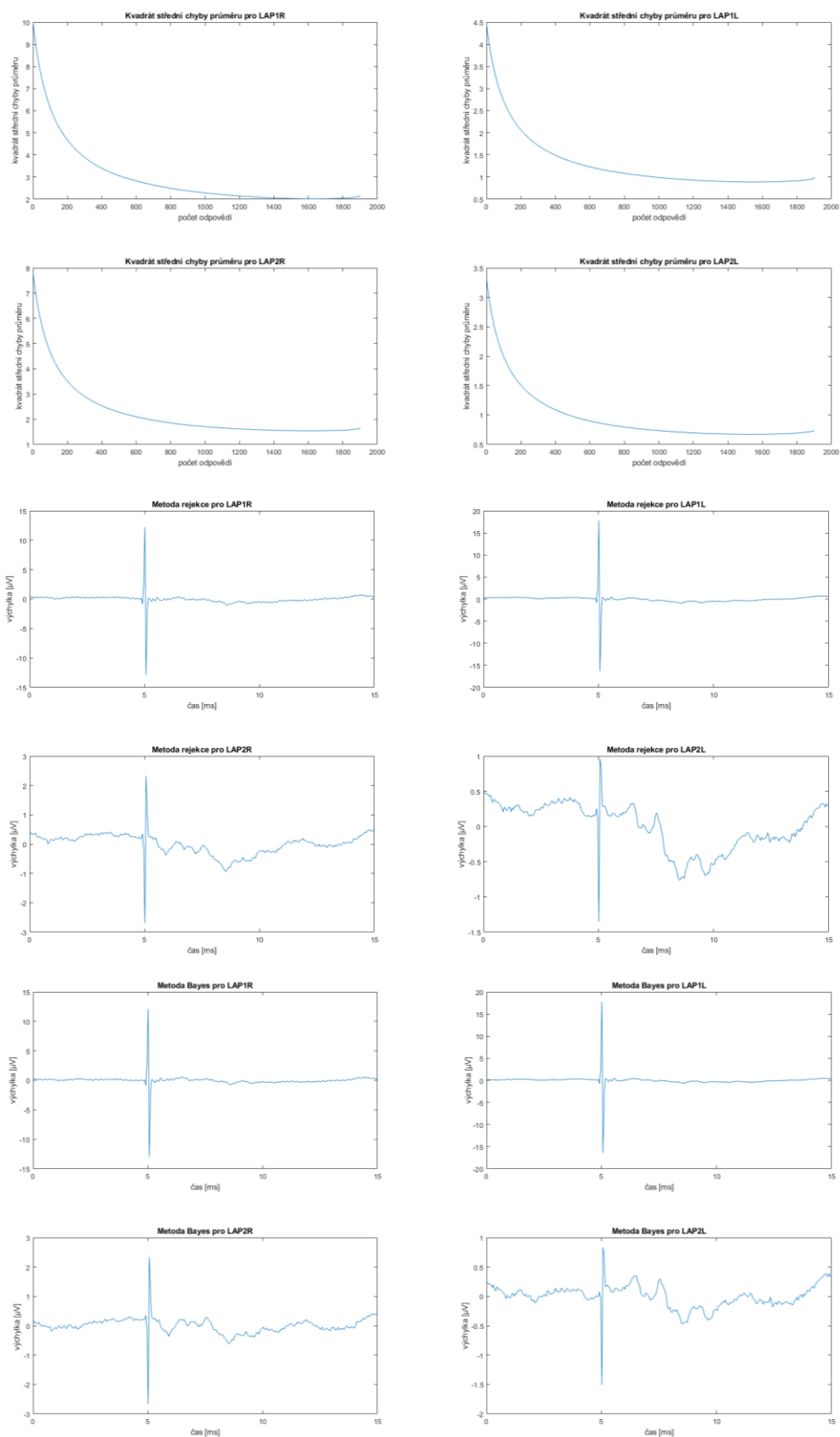
Obr. B.6: Šestý dobrovolník



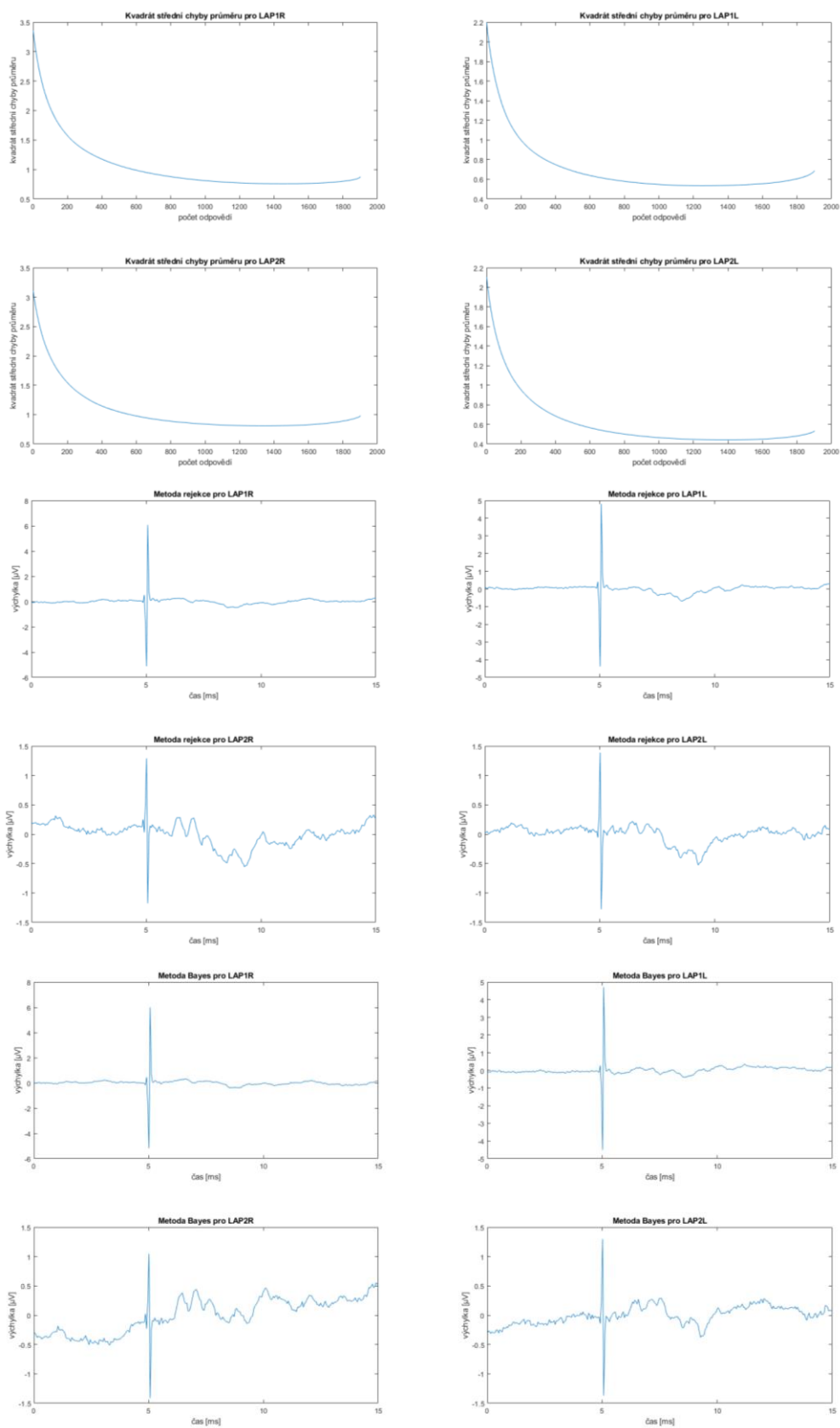
Obr. B.7: Sedmý dobrovolník



Obr. B.8: Osmý dobrovolník



Obr. B.9: Devátý dobrovolník



Obr. B.10: Desátý dobrovolník

